

VYUŽITÍ AKCELEROMETRICKÝCH SENZORŮ V REHABILITACI

Bakalářská práce

Studijní program: B3944 – Biomedicínská technika

Studijní obor: 3901R032 – Biomedicínská technika

Autor práce: **Pavčina Zajacová**

Vedoucí práce: Ing. Martin Kysela





TECHNICKÁ UNIVERZITA V LIBERCI
Ústav zdravotnických studií



USING OF ACCELEROMETER'S SENSORS IN A REHABILITATION

Bachelor thesis

Study programme: B3944 – Biomedical Technology

Study branch: 3901R032 – Biomedical Technology

Author: **Pavína Zajacová**

Supervisor: Ing. Martin Kysela



ZADÁNÍ BAKALÁŘSKÉ PRÁCE

(PROJEKTU, UMĚLECKÉHO DÍLA, UMĚLECKÉHO VÝKONU)

Jméno a příjmení: **Pavčina Zajaková**
Osobní číslo: **Z11000017**
Studijní program: **B3944 Biomedicínská technika**
Studijní obor: **Biomedicínská technika**
Název tématu: **Využití akcelerometrických senzorů v rehabilitaci**
Zadávající katedra: **Ústav zdravotnických studií**

Z á s a d y p r o v y p r a c o v á n í :

Cíle práce:

1. Rešerše: možnosti rehabilitačních cvičení pomocí sledování trajektorií ve 3D a nebo 2D prostoru
2. Rozbor technických možností akcelerometrů a výběr vhodných typů pro použití v rehabilitaci
3. Na vybraném akcelerometru provést základní experimenty a naznačit možnosti jeho uplatnění

Teoretická východiska (včetně výstupu z BP):

Firma Gity vytvořila mikroprocesorový snímač, který by se dal uplatnit při posuzování efektivnosti v rehabilitaci. Pomocí tohoto přístroje by mělo být možné sledovat naklonění přístroje vůči souřadnému systému X, Y, Z a tím zjištění zda pacient cvičí dle předepsaného plánu. Bude testována možnost použití více senzorů.

Výzkumné otázky:

1. Je možné pomocí různých cviků s akcelerometrem docílit účinnosti rehabilitaci?
2. Za jakých podmínek je možné akcelerometr uplatnit v rehabilitaci?
3. Je možné použít akcelerometr na účinné sledování pohybů při rehabilitaci?
4. Je rozdíl v počtu použitých akcelerometrických senzorů a záleží na jejich umístění?

Metoda:

kvantitativní

Technika práce, vyhodnocení dat:

Experimentální- Bude testován funkční vzorek mikroprocesorového snímače a také stanoveny podklady pro konverzi trajektorií v grafickém prostředí. Na základě získaných dat, pomocí grafických softwarů a výpočetních metod, bude provedeno posouzení, zda pacienti cvičí dle rehabilitačního plánu.

Místo a čas realizace výzkumu:

Výzkum bude prováděn v období od 1. listopadu 2013 do 31. března 2014 a to ve spolupráci s KNL pod vedením MUDr. Kučery a v laboratořích CXI.


Vzorek:

Počet vzorků bude určen s ohledem na výsledné experimenty.

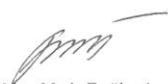
Rozsah grafických prací:
Rozsah pracovní zprávy: 50 - 70 stran
Forma zpracování bakalářské práce: tištěná/elektronická
Seznam odborné literatury: viz příloha

Vedoucí bakalářské práce: **Ing. Martin Kysela**
Ústav mechatroniky a technické informatiky

Datum zadání bakalářské práce: 12. září 2013
Termín odevzdání bakalářské práce: 30. dubna 2014


prof. Dr. Ing. Zdeněk Kús
rektor




Mgr. Marie Froňková
pověřena vedením ústavu

V Liberci dne 28. února 2014

Příloha zadání bakalářské práce

Seznam odborné literatury:

- [1] HIBBELER, Russell C a Steven J FINANDO. Engineering Mechanics: Statics: hodnocení a léčba myofasciálních poruch. 1. vyd. Olomouc: Poznání, 2012, 220 s. ISBN 978-0132915489.
- [2] KEMPE, Volker. Inertial MEMS: principles and practice. New York: Cambridge University Press, 2011, xiv, 475 p. ISBN 05-217-6658-3.
- [3] TROJAN, Stanislav a Steven J FINANDO. Fyziologie a léčebná rehabilitace motoriky člověka: hodnocení a léčba myofasciálních poruch. 3., přeprac. a dopl. vyd. Praha: Grada, 2005, 237 s. ISBN 80-247-1296-2.
- [4] Master books on sensors: modular courses on modern sensors Leonardo da Vinci project CZ/PP-134026. Editor Alois Típek, Pavel Ripka. Praha: BEN - technical literature, 2008, 1 sv. (různé stránkování). ISBN 80-730-0129-2.
- [5] FINANDO, Donna a Steven J FINANDO. Fundované doteky: hodnocení a léčba myofasciálních poruch. 1. vyd. Olomouc: Poznání, 2004, 220 s. ISBN 80-866-0625-2.
- [6] DYLEVSKÝ, Ivan. Speciální kineziologie. 1. vyd. Praha: Grada, 2009, 180 s. ISBN 978-80-247-1648-0.
- [7] FRADEN, Jacob. Handbook of modern sensors: physics, designs, and applications. 4th ed. Editor Pavel Ripka, Alois Típek. New York: Springer, 2010, xv, 663 s. 4. ISBN 978-1-4419-6465-6.
- [8] ELIŠKA, Oldřich, Miloslava ELIŠKOVÁ. Aplikovaná anatomie pro fyzioterapeuty a maséry: hodnocení a léčba myofasciálních poruch. Vyd. 1. Praha: Galén, 2009, viii, 201 s. ISBN 978-802-4617-169.
- [9] DIMON, Theodore. Anatomie těla v pohybu: základní kurz anatomie kostí, svalů a kloubů. Hodkovičky [Praha]: Pragma, 2009, 259 s. ISBN 978-80-7349-191-8.
- [10] BUMBA, Jiří. Programování mikroprocesorů: praktický návod nejen pro mikroprocesory PIC. Vyd. 1. Brno: Computer Press, 2011, 135 s. Učebnice (Computer Press). ISBN 978-80-251-2838-1.
- [11] LEE, Ki Bang. Principles of MEMS. Hoboken, N.J.: WILEY, c2011, xii, 667 p. ISBN 978-047-0466-346.
- [12] JONES, Edited by Deric P., Tatsuo TOGAWA a Francis A SPELMAN. Biomedical sensors. 1st ed. Editor Mohamed Gad-el-Hak. New York: Momentum Press, 2010, xxiv, 420 p. ISBN 978-160-6500-569.

Prohlášení:

Byla jsem seznámena s tím, že na mou bakalářskou práci se plně vztahuje zákon č. 121/2000 Sb. o právu autorském, zejména § 60 – školní dílo.

Beru na vědomí, že Technická univerzita v Liberci (TUL) nezasahuje do mých autorských práv užitím mé bakalářské práce pro vnitřní potřebu TUL.

Užiji-li bakalářskou práci nebo poskytnu-li licenci k jejímu využití, jsem si vědoma povinnosti informovat o této skutečnosti TUL. V tomto případě má TUL právo ode mne požadovat úhradu nákladů, které vynaložila na vytvoření díla, až do jejich skutečné výše.

Bakalářskou práci jsem vypracovala samostatně s použitím uvedené literatury a na základě konzultací s vedoucím bakalářské práce a konzultantem.

Současně čestně prohlašuji, že tištěná verze práce se shoduje s elektronickou verzí, vloženou do IS-STAG.

Datum:

30. 4. 2014

Podpis:

Lafárove

Poděkování:

Ráda bych poděkovala Ing. Martinu Kyselovi za jeho pomoc, rady a odborné vedení při zpracování této bakalářské práce. A také Ing. Martinu Sýkorovi za zapůjčení ukazovátka a případnou pomoc při potíži s ním.

Anotace v českém jazyce

Jméno a příjmení autora: Pavlína Zajacová

Institute: Technická univerzita v Liberci

Název práce: Využití akcelerometrických senzorů v rehabilitaci

Vedoucí práce: Ing. Martin Kysela

Počet stran: 67

Počet příloh:1

Rok obhajoby: 2014

Souhrn (5-10 řádků, cca 60-100 slov):

Cílem této bakalářské práce je seznámit se s akcelerometrickými snímači a jejich následným využitím v rehabilitační péči. Důraz je kladen především na snímání pohybů člověka, jeho horní končetiny. V úvodní části se podíváme na kineziologii lidské ruky a předloktí. V této části jsou vysvětlené svalové souhry pro jednotlivé pohyby ruky. V následujících oddílech je práce zaměřená na akcelerometrické snímače, převážně z technického hlediska. V závěrečné části jsou popsány možnosti využití akcelerometrických snímačů v rehabilitaci. Je zkoumána možnost, využití těchto snímačů jako senzorů pro signalizaci pohybu jednotlivých svalů a svalových skupin. Tato část také obsahuje zhodnocení výzkumné části.

Klíčová slova:

akcelerometry, gyroskopy, rehabilitace, kineziologie ruky

Anotace v anglickém jazyce

Name and surname: Pavlína Zajacová

Institution: The technical university of Liberec

Title: using of accelerometer's sensors in a rehabilitation

Supervisor: Ing. Martin Kysela

Pages: 67

Appendix:1

Year: 2014

Summary:

The aim of this thesis is to get acquainted with accelerometer's sensors and their subsequent use in rehabilitative care. Emphasis is placed on capturing human movement, his upper limbs. In the first section we look at the kinesiology of the human hand and forearm. This section explains the interplay of individual muscle movements of the hand. In the following sections, the work is focused on the accelerometer's sensor, mainly from a technical point of view. The final part describes the possibilities of using accelerometer's sensors in rehabilitation. It is studied the possibility of these sensors use as sensors for signalling the movement of individual muscles and muscle groups. This section also contains the evaluation of the research part.

Keywords:

accelerometers, gyroscopes, physiotherapy and rehabilitation, kinesiology of hand

Obsah

Seznam použitých zkratek	12
1 Úvod	15
2 Rešerže	16
2.1. Cíle práce	16
2.1 motivace k RHB.....	16
2.2 cíle RHB.....	17
2.3 kineziologické metody	17
3 Kineziologie a anatomie ruky	19
3.1 anatomicko- fyziologická koncepce pohybu	19
3.1.1 Svaly HK (musculi membri superioris)	20
3.2 Svalové souhry a pohyby HK	25
3.2.1 Jemná a hrubá motorika.....	25
3.3 poškození HK	26
3.3.1 Přenesená bolest	26
3.3.2 Syndrom karpálního tunelu	27
3.3.3 CMP (ictus)	28
3.4 Mysl- tělo	28
4 Akcelerometry	30
4.1 možnost využití akcelerometrických a gyroskopických senzorů	30
4.2 typy akcelerometrů	31
4.2.1 piezoelektrické	31
4.2.2 piezorecesivní (tenzometrické) akcelerometry	32
4.2.3 tepelné akcelerometry	32
4.3 možnosti užití akcelerometrů v RHB	35
4.4 Vhodný typ	36
5 Gyroskopy.....	37
5.1 Obecný princip MEMS gyroskopů	37
5.2 Výběr vhodného gyroskopu	38
5.3 Rozdíl mezi MEMS gyroskopem a akcelerometrem.....	38
5.4 Coriolisová síla	39
5.5 kalmanův filtr.....	39

6	Výzkum	42
6.1	3D myš (ukazovátko)	42
6.2	Bluetooth	43
6.3	záznam a snímání dat	47
6.4	Měření a zpracování dat.....	48
6.5	Ukázka zpracování dat.....	50
6.6	Vyhodnocení naměřených dat	51
6.7	Pacient XY	51
6.7.1	Prvním měřením byl nácvik uchopení skleničky.....	51
6.7.2	Druhé měření.....	53
6.7.3	třetí měření.....	54
6.7.4	čtvrté měření	55
6.7.5	páté měření	56
6.7.6	šesté měření	57
6.7.7	Zhodnocení měření	58
6.8	Pacient XX	58
6.8.1	První měření	58
6.8.2	Druhé měření	59
6.8.3	Třetí měření s pacientem s Roztroušenou sklerózou	61
6.8.4	čtvrté měření	63
6.8.5	měření po 7 týdenním cvičení s 3D myší	64
6.8.6	zhodnocení.....	64
7	Závěr	64
8	Literatura	656
9	přílohy.....	678

Seznam použitých zkratk

EMG – elektromyografie

RHB – rehabilitace

HK- horní končetina

m. - musculus (sval)

mm. - muscoli (svaly)

KF - kalmanův filter

Tab. - tabulka

Obr. - obrázek

Např. - například

SKT –syndrom karpálního tunelu

CMP – Cévní mozková příhoda (mrtvička)

Apod. – a podobně

Kcal – Kilokalorie

Tzv. = tak zvaně

MEMS = Micro-Electro-Mechanical Systems

PHK – pravá horní končetina

LHK – levá horní končetina

Seznam grafů

- Graf 1: metoda průměrování
- Graf 2: Měření před začátkem RHB cvičení u pacienta XY
- Graf 3: Druhé měření u pacienta XY, vykreslování trajektorie
- Graf 4: Třetí měření u pacienta XY
- Graf 5: RHB pomocí 3D ukazovátka probíhá 4 týdny
- Graf 6: RHB pomocí 3D ukazovátka probíhá 5 týdnů
- Graf 7: RHB pomocí 3D ukazovátka probíhá 7 týdnů
- Graf 8: první měření u pacienta XX
- Graf 9: druhé měření u pacienta XX
- Graf 10: třetí měření u pacienta XX
- Graf 11: čtvrté měření u pacienta XX
- Graf 12: měření u pacienta XX v 7 týdnu RHB pomocí 3D myši

Seznam obrázků

- Obr. 1: Nákres ramenního kloubu, pohled zepředu
- Obr. 2: mapa přenesené bolesti
- Obr. 3: blokové schéma piezoelektrického akcelerometru
- Obr. 4: blokové schéma piezorezistenčního akcelerometru
- Obr. 5: blokové schéma tepelného akcelerometru
- Obr. 6: Vnitřní uspořádání tepelného akcelerometru
- Obr. 7: Kapacitní kondenzátor a) pohled s boku; b) pohled shora
- Obr. 8: 3D struktura akcelerometru (měření zrychlení v osách X, Y, Z)
- Obr. 9: Funkční blokové schéma akcelerometru
- Obr. 10: Osy měření úhlové rychlosti gyroskopu

Obr. 11: Blokové schéma MEMS gyroskopu

Obr. 12: Ukazovátka č. 1 (starší prototyp)

Obr. 13 ukazovátka č. 2 (nový prototyp)

Obr. 14: Kinematická analýza pohybu

Obr. 15: Výčet dat z PuTTY (nová 3D myš)

Obr. 16: Výčet dat z PuTTY (nová 3D myš)

Obr. 17: původní obrazec

Obr. 18: porovnávací šablona

Obr. 19: Druhé měření s pacientem XY, vykreslování trajektorie

Obr. 20: třetí měření s pacientem XY, vykreslování trajektorie

Obr. Č. 21: Obrázek nakreslený pacientem v pátém týdnu RHB pomocí 3D myši:

Obr. Č. 22: Obrázek nakreslený pacientem v sedmém týdnu RHB pomocí 3D myši

Obr. 23 první měření u pacienta XX

Obr. 24 druhé měření u pacienta XX

Seznam použitých tabulek

Tab. 1. Svaly přední skupiny předloktí - povrchová vrstva

Tab. 2. Svaly přední skupiny předloktí - hluboká vrstva

Tab. 3. Svaly laterální skupiny předloktí

Tab. 4. Svaly zadní skupiny předloktí - povrchová vrstva

Tab. 5. Svaly zadní skupiny předloktí - hluboká vrstva

Tab. 6. Svaly thenaru

Tab. 7. Svaly hypothenaru

Tab. 8 Přiřazené akce jednotlivým gestům

Tab. 9: význam souřadnic 3D myši (nové)

Tab. 10: význam souřadnic 3D myši (staré)

1 Úvod

Tématem této bakalářské práce je využití akcelerometrických snímačů při rehabilitačních cvičení pomocí sledování trajektorií ve 3D a nebo 2D prostoru a také možnost snímání pohybu končetiny. Rozbor technických možností akcelerometrů a výběr vhodných typů pro použití v rehabilitaci.

V rukou rehabilitačního pracovníka nebo fyzioterapeuta se může ocitnout každý člověk, ať už z hlediska nedostatečné možnosti pohybu způsobené onemocněním, úrazem nebo vlivem invalidizujícího stavu. Rehabilitační pracovník se snaží pomoci pacientu navrátit se co nejdříve do běžného života, kde je schopen se o sebe sám postarat, alespoň z hlediska částečné soběstačnosti.

Proces restituace k soběstačnosti není vůbec jednoduchý. Tento proces stojí pacienta i rehabilitačního pracovníka spoustu úsilí. Pokud pacient nemá dostatečnou vůli, podporu svých blízkých osob, určitou jistotu, tj. neuspokojuje své nejzákladnější potřeby, tzv. Maslowovu pyramidu potřeb (viz příloha A), je velmi obtížné jej přimět ke spolupráci. Právě spolupráce pacienta s rehabilitačním pracovníkem a pořádná dávka vůle, jsou pro úspěch rehabilitace nezbytností. Otázkou však zůstává, jak motivovat pacienty, aby rehabilitace dosáhla požadovaného cíle.

Dalším důležitým krokem, který přispívá k naději na úspěšnou rehabilitaci je schopnost fyzioterapeuta posoudit, zda pacient při jednotlivých rehabilitačních metodách dodržuje předepsaný cvičební režim, a to i v době, kdy se rehabilitační pracovník musí na chvíli vzdálit z pracoviště. Také, zda pacient při nácviu jednotlivých rehabilitačních cviků, si nezafixoval špatnou souhru svalů při daném pohybu, které by mohly být důvodem ke zhoršení mobility dané končetiny nebo dokonce podkladem pro neúspěch rehabilitace.

Právě způsoby posouzení účinnosti rehabilitace a také odhalování jejích nedostatků, za pomoci akcelerometrických snímačů, jsou předmětem zájmu této bakalářské práce.

2 Rešerže

2.1. Cíle práce

Hlavním cílem této bakalářské práce je zhodnocení možnosti rehabilitačních cvičení pomocí sledování trajektorií ve 3D a nebo 2D prostoru za použití akcelerometrického snímače.

Každý rehabilitační pracovník má své osvědčené metody, pomocí kterých se snaží pacientu navrátit jeho původní zdravotní kondici. V současné době, jsou rehabilitační cvičení horní končetiny založeny na přímém kontaktu fyzioterapeuta s pacientem. Kdy fyzioterapeut nebo rehabilitační pracovník pomáhá pacientu při jednotlivých cvičení, nácviků sebeobsluhy. K tomuto cvičení se využívá různých druhů míčků (od měkkých po tvrdé), také různých stimulačních pomůcek, nebo stimulační techniky, například pomocí EMG.

V nynější době se v rehabilitaci příliš nevyužívá cvičení pomocí akcelerometrických senzorů. Spíše své uplatnění, při poškození funkce horní končetiny, nabývají různé robotické systémy, které jsou na bázi akcelerometrů a gyroskopů sestaveny. Využívá se též ergometrických cvičení k nácvikům sebeobsluhy. [17], [15],[16]

Cílem této bakalářské práce bude odpovědět na otázky: Zda je možné pomocí různých cviků s akcelerometrem docílit účinnosti rehabilitací? Zda je možné použít akcelerometr k účinnému sledování pohybů při rehabilitaci?

Všechny zjištěné informace se stanou podkladem pro zlepšení účinnosti rehabilitačních cviků, ať už z hlediska snímání pohybů jednotlivých svalů nebo při vylepšení konstrukce robotických cvičících systémů.

2.1 motivace k RHB

Z počátku rehabilitačních cvičení nebývá příliš problém s motivací. Zlom nastává v době, kdy pacient zjistí, že pokroky nejsou tak rychlé, jak očekával, a že musí předepsaný cvičební plán dodržovat důsledně. Dojde-li k tomuto období je potřeba dbát na prevenci stavů depresí, úzkostí a také rezignací. Při dlouhodobých rehabilitačních cvičeních vyhasíná nejen motivace, ale také i ochota ke spolupráci. Další negativní faktor, který ovlivňuje průběh RHB

je nutnost řešit nově vzniklé obtížné životní situace, jako například odloučení dotyčného od svých blízkých, výrazný nárůst finančních výdajů, apod.

Aby se zabránilo vzniku deprivací, je důležitější s pacientem mluvit, získat si jeho důvěru. Ukazovat mu již dosažené výsledky při každém testování a pokaždé se snažit najít alespoň krůček ke zlepšení, který nastal. Také je důležité střídat metody cvičení. Tím předejdeme stereotypům a pravděpodobně se nám povede udržet motivovaného pacienta po delší dobu. [19],[20]

2.2 cíle RHB

Cílem RHB je začlenit člověka do společnosti, aby se stal opět její nedílnou součástí. Nemůže-li chodit do práce, snažit se zařadit jej do kruhu jeho rodiny, do skupiny stejně handicapovaných. Starat se, aby byl alespoň v této oblasti soběstačný.

RHB zahrnuje různé série cviků, které mají za cíl zmobilizovat poškozenou část těla, končetinu. Pro úspěšnou rehabilitaci je důležitá spolupráce pacienta s rehabilitačním pracovníkem. Doporučená cvičení je také nutno opakovat v pravidelných intervalech, dokud nedojde k navrácení původní funkce. Hlavním cílem rehabilitačních metod je především snaha o co největší restituci k soběstačnosti a také úleva od bolesti.

Rehabilitační cvičení mohou probíhat pomocí klasických cviků, tzv. fyzioterapie. Kdy pacient cvičí spolu s rehabilitačním pracovníkem nebo sám. Jedná se o přímý druh rehabilitačních cvičení. V současné době existuje mnoho cvičebně-rehabilitačních metod, které jsou založené na přímé RHB. Přímou metodou rehabilitačních cvičení je např. Vojtova metoda, která se hojně využívá ke zkvalitnění života dítěte. Zejména pro dospělé pacienty bývá pro RHB využívána přístrojová technika, která může být založena na bázi akcelerometrických a gyroskopických senzorů. Akcelerometrických senzorů je využíváno zejména v robotických rehabilitačních přístrojích.

2.3 kineziologické metody

Dalším druhem rehabilitačních metod jsou metody kineziologické. Tento druh cvičebných metod je založen na studiu pohybu člověka, a to nejen z hlediska jeho rozsahu, stability, ale také z možností jeho řízení a snímání. Jedná se tedy o tzv. pohybovou analýzu, která je základem diagnostiky a příčin pohybové funkce. Na základě pohybové analýzy je možné do-

sáhnout změn v pohybové činnosti, kterou nejčastěji hodnotíme jako odchylku od běžného standardu.

K měření pohybů se v dnešní době používá mnoho systému. Záleží na tom v jakém odvětví má být měření pohybu provedeno. Jedná-li se o sportovní medicínu, v ní se používá například metoda tzv. goniometrie (elektrogoniometrie). Jedná se o metodu, která detekuje rotaci v daném kloubu. Určuje se změna vzájemné polohy segmentů v rovině nebo v prostoru.

Mnohem častější metodou snímání pohybu ve sportovní medicíně je videozáznam, který využívá pro záznam pohybů videokamer a změřený obraz následně převádí do 2D nebo 3D obrazu, které jsou tvořeny vypočteny z mnoho datových souřadnic. Tato metoda snímání pohybu se využívá zejména pro vyhodnocení a vylepšení technického provedení pohybu.

Chceme-li hodnotit pohyb nebo naklonění předmětu, například během přepravy, můžeme použít metod založených na principu akcelerometrie. Akcelerometrický záznam se nepoužívá jen v dopravním průmyslu, ale své uplatnění nachází i v rehabilitační technice, zejména pro detekci pohybu končetin.

V rehabilitačním průmyslu se rozšířilo používání EMG. Je to neinvazivní metoda založená na snímání elektrických potenciálů jednotlivých svalů pomocí speciálních elektrod. Při měření záleží na tom, zda chceme zkoumat funkčnost jednotlivých svalových vláken nebo celého svalu, jakožto celku. [15], [16]

Metod pro záznam pohybu existuje více. Pro tuto práci se bude zabývat jen metodou pomocí akcelerometrů, které bude probráno v následující kapitole (3)

3 Kineziologie a anatomie ruky

Kineziologie je velmi využívaná metoda jak při rehabilitaci, tak v ortopedii, při sportovní analýze pohybu. Své uplatnění též nachází v technické praxi. Jedná se o vědní obor, který se zabývá studiem pohybu a jeho záznamem. Pro tuto bakalářskou práci se budu zabývat pojetím kineziologie jakožto součást rehabilitace.

Kineziologie v rehabilitaci má za cíl urychlit léčebný proces a ulevit od stresu, ale především udržovat rovnovážný zdravotní stav pomocí správné funkce lidského těla. Aby bylo možné, těchto cílů dosáhnout, je důležité znát anatomické struktury lidského těla, které jsou následně v rehabilitaci využívány pro nácvik správné koordinace těla i mysli.

3.1 anatomicko- fyziologická koncepce pohybu

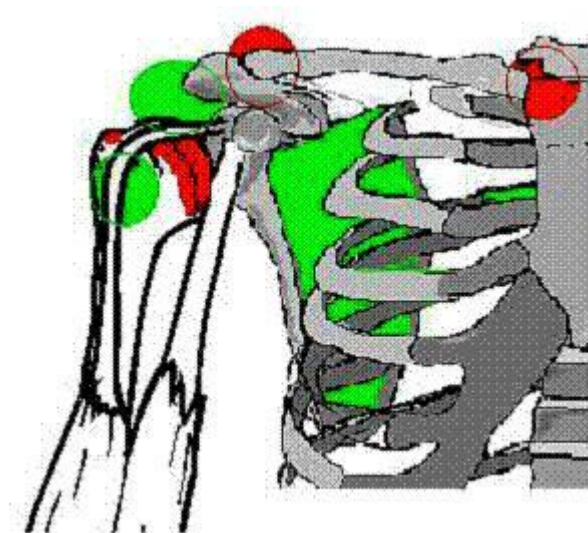
V souvislosti s našimi životními zkušenostmi, se učíme ovládat své končetiny, smysly a jiné anatomicko-fyziologické struktury. Relativně jednoduchý pohyb, jako je například úchop předmětu, či dopravení potraviny do úst, se nám jeví jako pohyb zcela elementární, neboť jej máme zautomatizovaný. Podíváme-li se na tyto pohyby důsledněji, zjistíme, že k jejich vykonání je důležitá dokonalá svalová souhra končetiny a také zádočných svalů.

Funkce všech systémů se s přibývajícím věkem snižuje. Svaly, které nejsou pravidelně procvičovány, ztrácejí s přibývajícím věkem vodu a tím i svou flexibilitu. Stávají se náchylnějšími ke zranění. Svaly jsou do jisté míry obnovitelné a poškozené svaly se hojí jizvou, tvořenou kolagenem, což je tkáň tužší a slabší než původní vlákna. Vzhledem k velkému cévnímu zásobení se svalová tkáň může hojit relativně rychle.

Sval má také ochrannou funkci, chrání klouby před jejich poškozením a dobře trénovaný sval může i na čas zastoupit funkci poškozeného kloubu. Aby sval mohl klouby chránit, je nutné, aby reagoval na řadu příkazů nervového systému a tak dle potřeby konal kontrakci a relaxaci agonistů a antagonistů. Pokud toto sval z nějakého důvodu nedovede, předpokládáme, že ve svaly nastalo nějaké zranění nebo určitá dysfunkce. [1],[5],[8],[14],[17]

3.1.1 Svaly HK (musculi membri superioris)

Svaly HK pro jednoduchost rozdělím do 4 skupin. První skupinou jsou svaly pletence ramenního, které obalují velice pohyblivý kloub ramenní (articulatio humeri), proto je považujeme za funkční jednotku ramenního kloubu (viz obr. 1)



Obr. č. 1: Nákres ramenního kloubu, pohled zepředu

Do této skupiny řadíme: sval deltový (m. deltoideus), sval nadhřebenový a podhřebenový (m. supraspinatus et infraspinatus) a také sval podlopatkový (m. subscapularis). Tyto svaly jsou zobrazeny v obrázkové příloze (příloha A).

Největším svalem z této skupiny je Deltový sval. Začíná na zevních dvou třetinách spina scapulae, acromion, zevním konci claviculy. Jeho hlavní funkcí je předpažení a upažení a zapažení.

Druhou skupinou jsou svaly paže (m. Brachialis). Tato skupina je uspořádaná do dvou skupin (příloha A)

a) skupiny přední

Řadíme sem m. biceps brachii, m. coracobrachialis a m. brachialis (tedy dvouhlavý sval pažní, sval hákový a sval pažní). Přední skupina svalů paže jsou svaly flexorové.

b) skupina zadní

Řadíme sem jediný sval a to pažní sval trojhlavý m. triceps brachii. Tento sval má na starosti extenze loketního kloubu.

Třetí skupinou jsou svaly předloktí (mm. antebrachii- příloha D)

Svalová bříška těchto svalů se nacházejí proximálně, distálním směrem přecházejí do stuhovitých dlouhých šlach, které sestupují do oblasti ruky. Svaly jsou uspořádány do tří skupin

a) Svaly přední skupiny předloktí

Řadíme sem vrstvu povrchovou, prostřední a hlubokou.

Tab. 1. Svaly přední skupiny předloktí - povrchová vrstva [6],[9],[21]

Povrchová vrstva			
sval	začátek	úpon	funkce
m. pronator teres	caput commune ulnae, processus coronoideus ulnae.	zevní okraj radia.	pronace, flexe předloktí
m. flexor carpi radialis	mediální epikondyl humeru	baze 2. a 3. kosti metakarpální	flexe předloktí, palmarkní flexe a radiální dukce ruky
m. palmaris longus	mediální epikondyl humeru	aponeurosis palmaris	flexe loketního kloubu
m. flexor carpi ulnaris	mediální epikondyl humeru, olecranon ulnae	os pisiforme	flexe předloktí, flexe a ulnární dukce ruky

Prostřední skupina svalů

Do této skupiny patří jediný sval m. flexor digitorum superficialis, jedná se o tenký sval, který zajišťuje flexe ruky a prostředního článku prstu.

Tab. 2. Svaly přední skupiny předloktí - hluboká vrstva [6],[13],[21]

Hluboká vrstva			
sval	začátek	úpon	funkce
m. flexor pollicis longus	přední strana radia	distální článek palce	flexe palce a ruky
m. flexor digitorum profundus	přední část ulny	baze distálního článku 2.–5. prstu.	flexe ruky a prstů
m. pronator quadratus	přední strana ulny	přední část radia	pronace předloktí

b) Svaly laterální skupiny předloktí

Tab. 3. Svaly laterální skupiny předloktí [19],[14],[21]

Svaly laterální skupiny			
sval	začátek	úpon	funkce
m. brachioradialis	laterální okraj distální části humeru	processus styloideus radii	flexe předloktí
m. extensor carpi radialis longus	epicondylus lateralis humeri	baze 2. kosti metakarpální	extenze a radiální dukce ruky
m. extensor carpi radialis brevis	epicondylus lateralis humeri	baze 3. kosti metakarpální	extenze a radiální dukce ruky
m. supinator	epicondylus lateralis humeri	přední plocha radia	supinace předloktí

c) Svaly zadní skupiny předloktí

Patří sem vrstva povrchová a hluboká.

Tab. 4. Svaly zadní skupiny předloktí - povrchová vrstva [18],[6],[21]

Povrchová vrstva			
sval	začátek	úpon	funkce
m. extensor digitorum communis	laterální epikondyl humeru	mediální a distální články 2.–5. prstu.	extenze ruky a prstů
m. extensor digiti minimi	laterální epikondyl radia	dorsální aponeuróza 5. prstu	extenze ruky a 5. prstu
m. extensor carpi ulnaris	laterální epikondyl humeru	baze 5. kosti metakarpální	extenze a ulnární dukce ruky

Tab. 5. Svaly zadní skupiny předloktí - hluboká vrstva [6],[21]

Hluboká vrstva			
sval	začátek	úpon	funkce
m. abductor pollicis longus	proximální část ulny, radia	baze I. metakarpální kosti	abdukce palce
m. extensor pollicis longus	zadní strana ulny	zadní strana distálního článku palce	extenze palce
m. extensor pollicis brevis	zadní strana radia	zadní strana proximálního článku palce	extenze v metakarpofalangovém kloubu palce
m. extensor indicis	zadní plocha ulny	dorsální aponeuróza 2. prstu	extenze 2. prstu

Čtvrtou skupinou jsou svaly ruky (Mm. manus)

Můžeme je rozdělit do tří skupin – svaly thenaru, hypothenaru

Tab. 6. Svaly thenaru [13],[21]

Svaly thenaru			
sval	začátek	úpon	funkce
m. abductor pollicis brevis	tuberculum ossis scaphoidei, retinaculum musculorum flexorum.	radiální sezamskou kůstku	abdukce palce
m. flexor pollicis brevis	Karpální kosti	caput profundum , caput superficiale	flexe proximálního článku palce a opozice palce
m. opponens pollicis	Karpální kosti	laterální okraj I. metakarpální kosti	opozice palce
m. adductor pollicis	caput obliquum, caput transversum	ulnární sezamská kůstka palce	addukce palce

Tab. 7. Svaly hypothenaru [21]

Svaly hypothenaru			
sval	začátek	úpon	funkce
m. palmaris brevis	ulnární okraj palmární aponerózy	kůže hypothenaru	Podílí se na flexi dlaně
m. flexor digiti minimi brevis	hamulus ossis hamati	baze proximálního článku 5. prstu	flexe 5. prstu
m. opponens digiti minimi	eminentia carpi ulnaris	ulnární okraj 5. prstu	addukce a mírná opozice malíku
m. abductor digiti minimi	os pisiforme	baze proximálního článku 5. prstu	abdukce malíku

3.2 Svalové souhry a pohyby HK

Ruka má nezastupitelné místo v životě člověka. Je nejen orgánem hmatu, jehož pomocí rozeznáváme předměty dotykem, ale i orgánem komunikačním. Hlavní funkcí ruky je však úchop a manipulace s předměty, což využíváme v provádění běžných denních aktivit.

Úchop lze z ergonomického hlediska chápat jako interakci ruky a uchopovaného předmětu. Závisí tedy jak na anatomických a funkčních možnostech ruky a celé horní končetiny, tak i na tvaru uchopovaného předmětu, na účelu uchopení v závislosti na následném pohybu.

Při hodnocení úchopových funkcí ruky hodnotíme jednotlivé fáze úchopu, a dále sílu stisku, výdrž, rychlost pohybu a koordinaci pohybů. Kvalitu úchopu ovlivňuje i správná funkce všech kloubů horní končetiny a pohyb celého trupu. [6],[8],[14]

3.2.1 Jemná a hrubá motorika

Pohyb HK je dán jemnou a hrubou motorikou. Zatímco jemná motorika se stará o koordinaci drobných svalových vláken dlaně a ruky, tedy o uchopování drobných předmětů a jejich manipulaci. Hrubá motorika se naopak podílí na správné koordinaci větších svalových skupin, např. při zvedání těžšího předmětu ze země je potřeba do tohoto pohybu zapojit nejen svaly ruky, paže, ale i svaly zádové.

Hrubou motoriku dělíme na lokomoční a posturální. Posturální systém udržuje stálost výchozí polohy těla. Kdežto lokomoční systém slouží ke změně polohy těla v prostoru. Je důležité uvědomit si, že pro vykonání pohybu spojeného s hrubou motorikou, je potřeba, aby systém lokomoční a posturální spolupracovaly. Posturální motorika pracuje spíše se svaly tonickými, které jsou schopné vyvíjet menší sílu ale po delší dobu. Pohyb ruky začíná aktivací lokomočního systému, která po velmi krátké době aktivuje systém posturální, což vede k dokonalé koordinaci hrubé motoriky.

Systém hrubé a jemné motoriky od sebe nelze oddělit, vzájemně se prolínají. [17],[19]

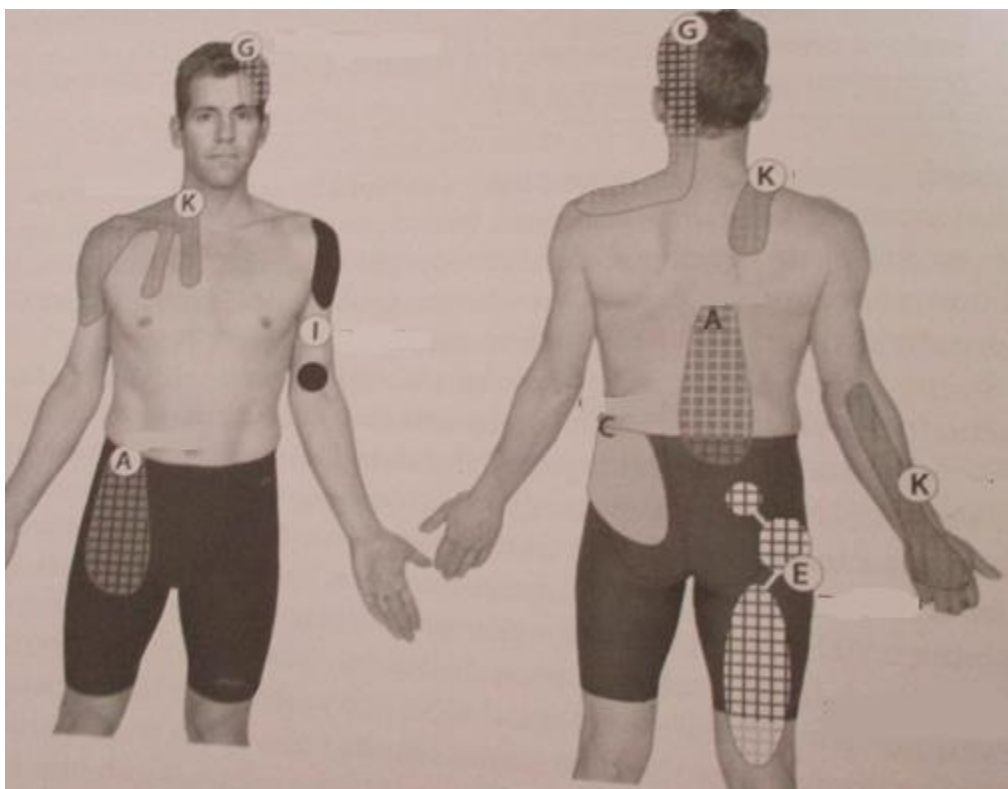
3.3 poškození HK

Poškodit funkci HK není v dnešní době vůbec žádný problém. Stačí jen vyvinout trochu větší zátěž, např. při zvedání břemen, a neštěstí je na světě. Poškození HK může být způsobeno také traumatem, typicky při sportovních úrazech. Nebo může být poškození chronické. Ke chronické poruše HK může také dojít tzv. posttraumaticky.

Mezi nejběžnější chronické potíže se řadí opakující se stresová zranění, např. delším klikáním na počítačovou myš nebo počítačovou klávesnici. Ve svalech a pojivových tkáních dochází ke vzniku mikro traumat, což vede k zanícení dané oblasti a tím vzniku bolesti. Tento stav bývá nejčastějším pracovním úrazem způsobený počítači. Jedná se o tzv. syndrom karpálního tunelu (syndrom počítačové myši). Toto zánětlivé chronické onemocnění bude popsáno dále v kapitole 3.4.2

3.3.1 Přenesená bolest

Při diagnostice poškození svalu je nutné brát v potaz tzv. přenesenou bolest. Dojde k poškození nějakého svalu, ale symptomy mohou být pociťovány v jiném místě, než je opravdové poškození. Na (obr.2) jsou zakreslena nejběžnější místa přenesené svalové bolesti.



Obr. 2: mapa přenesené bolesti (A- m.psoas; E- m. piriformis; I- m. biceps; C- m. gluteus; G- mm. scaleni; K- m. trapezius) [6]

A také v případě vážného poškození kloubu nebývají svalové potíže příčinou, ale spíše následkem. Receptory uvnitř kloubu registrují poškození kloubu a vysílají signály do svalů, čímž jim říkají, zda mají zpomalit nebo zrychlit. Proto pro efektivní zjišťování zdroje problému (ztuhlé svaly) se osvědčila manuální svalová terapie. Jedná se o ucelené masážní techniky, akupunktury, akupresury, které stimulují krevní oběh a tím přivádí do hypoxických svalů kyslík a lymfatickému systému pomáhá odplavovat odpadové produkty. [6]

3.3.2 Syndrom karpálního tunelu

Jedná se o útlakový syndrom, který vzniká dlouhodobým stlačením nervus medianus. Útlak může být způsoben při poškození zápěstních kůstek, mezi kterými prochází, nebo např. při špatné poloze zápěstí, při práci na počítači. Další možnou příčinou je přetížení nebo otok okolních struktur. Jde o onemocnění, jehož četnost v populaci narůstá. V ohrožení jsou zejména povolání, při nichž se využívá počítač.

SKT se také v hojné míře vyskytuje u žurnalistů a klavíristů. Objevuje se také u žen v těhotenství, neboť tělo se přirozeně snaží zadržovat vodu, a tím dochází k otokům mnohých tkání.

SKT vzniká pozvolna a zpočátku se manifestuje parézami či pálením prstů, nejčastěji palce, ukazováku nebo prostředníčku. Později se objevuje slabost těchto prstů, neschopnost uchopení předmětu, neboť svaly předloktí ztrácí svoji sílu a ochabují. Dalším příznakem je ztráta kožní citlivosti spojená s výraznou bolestivostí. Objevuje se také ztuhlost zápěstí a otok.

Onemocnění je možné diagnostikovat, pomocí EMG popřípadě sonografie. Pomocí těchto metod se stanoví i stupeň poškození. Dle závažnosti je poté problém řešen buď konzervativně, tedy léčba klidem, ledováním, eventuálně fixací nebo se přistupuje k chirurgickému řešení, které má za cíl uvolnit tlak kolem n. medianu.

Pro úspěšnou léčbu je důležitá rehabilitace, tedy pravidelné protažení zápěstí, propnutí prstů, apod. [22]

3.3.3 CMP (ictus)

Jedná se o akutní neurologickou dysfunkci s poruchou vaskulárního přívodu krve do mozku. Nejčastěji ji dělíme na ischemickou a hemoragickou. Mnohem častější je ischemická CMP, která se vyskytuje až v 80 % případů, a dochází k ucpání mozkové tepny embolem a tím se nedostává dostatek kyslíku do dané oblasti mozku, vzniká tzv. nekróza.

Naproti tomu hemoragická forma CMP vzniká v důsledku poškození cévy, nejčastěji aterosklerózou. Cévní stěna je poškozená a dochází k tvorbě aneurysmat, které v případě CMP praskla. Dojde k vylití velkého množství krve do mozku nebo mozkových obalů

Po prodělané CMP nastává multidisciplinární rehabilitace, která je spojená s fyzioterapií, lokopedií, rehabilitací, ergoterapií, různými psychologickými sezeními, apod. Aby se člověk po prodělané CMP mohl co nejvíce navrátit do běžného života je nesmírně důležité s multidisciplinární rehabilitací začít co nejdříve od jejího vzniku.

3.4 Mysl- tělo

Bolí-li nás některý ze svalů, tělo se instinktivně snaží tento nemocný sval nezatěžovat, ale na místo toho, zatěžují svaly jiné. My si to sice příliš neuvědomujeme, ale

okolí může postřehnout, že např. na pravou nohu přenášíme větší váhu než na nohu levou, která nás bolí. V akutní fázi onemocnění, je to v podstatě jakási účinná rychlá náplast, ale z hlediska dlouhodobého dochází ke kontrakturám svalů, jejich ztuhnutí. Opětovné prudké namáhání vede k opakovaným bolestem v dané oblasti. Je proto nutné sval rozvíčovat postupně.

Své o tom ví i naše mysl. Např. při bolesti zad, nás naše mysl může ovládnout natolik, že si vsugerujeme, že nás bolí i jiná část těla. Naše tělo se opět bude snažit tento problém řešit „odstavením daného svalu z provozu“ a tím může dojít k dalším problémům, dostaneme se do jakéhosi bludného kruhu. Postupem času si tělo navykne vykonávat pohyb nefyziologicky a může tak dojít např. k vyhrěznutí ploténky v páteři.

Vědecké studie ukázaly, že u lidí psychicky labilních, neurotických, se chronické bolesti vyskytují mnohem častěji než u lidí psychicky stabilních. Jedná se o jakousi přetahovanou mezi myslí a tělem. Bolest zad nebo krční páteře je podvědomým odkladem od léčebné strategie u lidí, kteří řeší spíše fyzickou bolest než bolest psychickou (tzv. psychosomatické onemocnění). Říká se, že pokud konfrontujeme pacienty s možným psychickým zdrojem, jejich problémy zmizí, obvykle mnohem dříve, než když se zaměříme na léčbu vzniklých symptomů. [20]

4 Akcelerometry

Akcelerometry jsou senzory pro měření statického nebo dynamického zrychlení. Určují pozici tělesa, naklonění nebo vibrace. Akcelerometry se neustále vyvíjí a to kvůli náročnosti na jejich požadované vlastnosti, jako je přesnost, citlivost, menší rozměry. Princip akcelerometrů je takový, že přeměňují zaznamenané zrychlení (změnu pohybu) na elektrický signál. Mohou pracovat na principu přímého měření působící síly, nebo na principu nepřímého měření pomocí deformace, nebo posunutí snímacího prvku. [2],[10],[11]

4.1 možnost využití akcelerometrických a gyroskopických senzorů

Akcelerometry se nejčastěji používají pro měření lineárního zrychlení, různých stupňů náklonů a také ke zjišťování vibrací, detekci pohybu. Není tedy divu, že své uplatnění nacházejí v mnoho technických oborech. Také v letectví, ve zdravotnických přístrojích, automatizaci. Akcelerometry nedokáží změřit absolutní hodnotu zrychlení objektu, a pro jejich záznam a následné čtení hodnot, je nezbytné znát původní naklonění vůči gravitaci, proto se jim také říká pohybové senzory.

Původně byla pohybová čidla používána v mobilních telefonech pro překlápění displeje při prohlížení obrázků nebo fotech, popř. sledování videoklipů. V současné době nachází tyto senzory mnohem širší uplatnění a to i v oblasti zábavy (pohyblivých animací). Akcelerometr dobyl i herní svět, v podobě různých herních konzolí (např. Nintendo, Xbox apod.). Akcelerometry se také užívají v krokoměrech, které pomocí akcelerometrických senzorů zaznamenávají otřesy, a ty následně převádějí na číslíkový signál, který se nám na displeji krokoměru ukáže jako hodnota ušlé vzdálenosti, kolik Kcal během této vzdálenosti přibližně spálíme.

Akcelerometry též dovedou zaznamenat náklon vůči gravitaci nebo sledovanému objektu, proto se také využívají pro Monitorování pohybu předmětů při přepravě. Svě

uplatnění nacházejí i v mnoha dalších oborech, např. V rehabilitaci pro sledování zá-
chvěvů svalových struktur a tím detekci možného poškození daného svalu, apod.

[7],[10],[11]

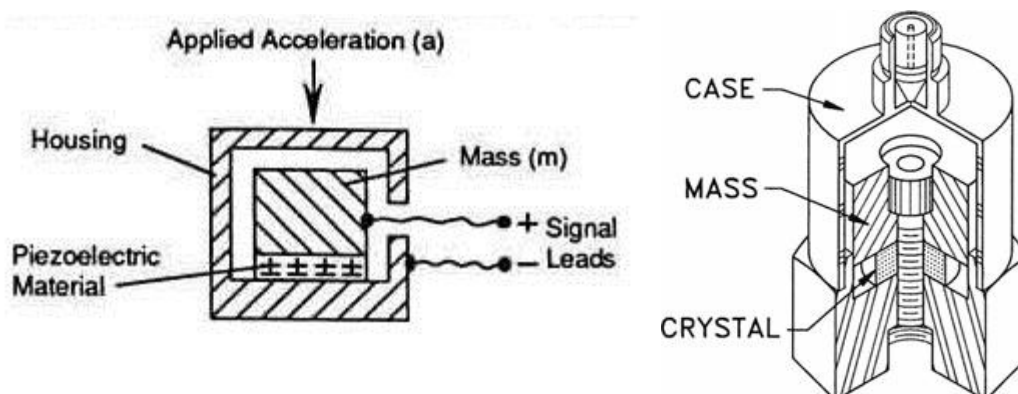
4.2 typy akcelerometrů

4.2.1 piezoelektrické

Jsou vhodné zejména pro měření seismické aktivity, také zrychlení a vibrací v pásmu 0,1 Hz až 10 kHz a v rozsahu teplot až do 240°C. Využívají piezoelektrický materiál, který pracuje na bázi přeměny mechanické energie v elektrickou, pomocí krystalické látky složené z elektrických dipólů. Mezi nejčastější používané piezoelektrické materiály jsou křemeny, které se používají jako snímací prvky. Dalšími piezoelektrickými materiály mohou být směsi titanu (barnatého, olovo-zirkoničitého).

Měření elektrické energie na piezokrystalu se provádí buď přímo pomocí externí elektroniky s vysokou vstupní impedancí, nebo vnitřní elektronika senzoru převádí náboj na napě-
ťový výstup s nízkou impedancí. Nevýhodou těchto senzorů je, že nemohou být použity pro měření frekvencí nižších než 0,1 Hz, tudíž nelze s nimi měřit konstantní zrychlení. [12]

Piezoelektrický snímač je složen ze tří částí piezoelektrického materiálu, seismické hmoty a kostry senzoru. Jedna strana piezoelektrického materiálu je upevněna ke kostře senzoru a k druhé straně je připevněna seismická hmota (obr. 3)



Obr. 3: blokové schéma piezoelektrického akcelerometru

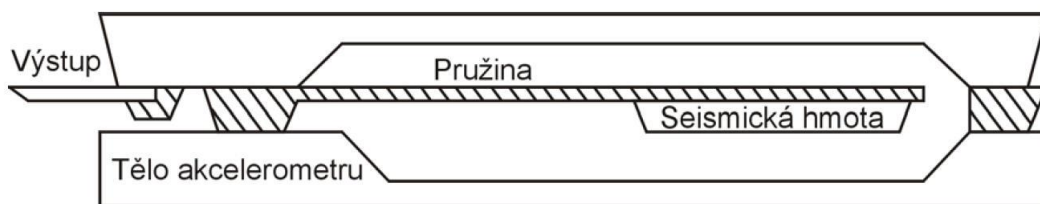
4.2.2 piezorecesivní (tenzometrické) akcelerometry

Princip spočívá v detekci zrychlení pomocí čtyř nebo dvou piezoelektrických (tenzometrických) snímačů ve Wheastonově můstku. Působením mechanického namáhání dochází k zaznamenávání deformace piezokeramických senzorů. Tato deformace umožňuje zjištění změny zrychlení pohybujícího se objektu.

Senzor má velké nevýhody vyznačující se prudkou citlivostí na změnu teploty, citlivostí na vibrace a otřesy, je nutný stabilní zdroj napájení, neboť při zvyšování šířky pásma napájení, dochází ke snižování citlivosti akcelerometru. [2],[4],[7]

Jednoduchá konstrukce umožňuje senzor napojit na vyhodnocovací obvod. Piezorezistivní akcelerometry nemohou být použity pro měření konstantního zrychlení.

Piezorezistivní akcelerometr je složen ze tří částí: seismické hmoty, deformační pružiny a rámu senzoru (obr.4)



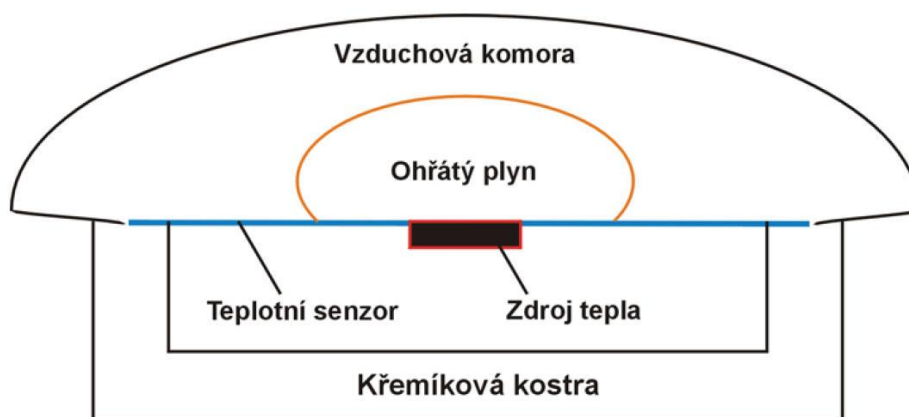
obr. 4: blokové schéma piezorezistenčního akcelerometru

4.2.3 tepelné akcelerometry

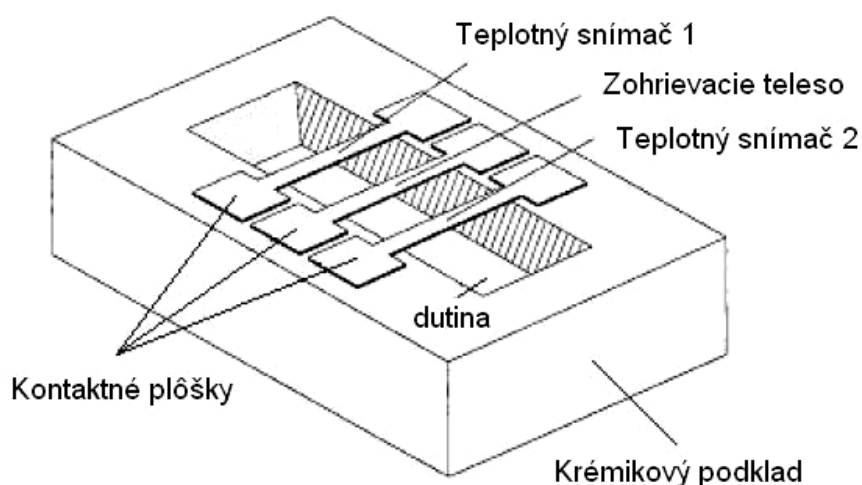
Jedná se o velmi robustní, odolné a spolehlivé akcelerometry založené na principu využití přenosu tepla v plynu a následném snímání rozložení teploty v okolí zdroje tepelného záření. Vzduchovou komorou proudí ohřátý plyn, který je následně měrnými teplotními snímači zachytáván. Konstrukce tepelného akcelerometru se vyrábí precizní mikrotechnologií. Tepelné akcelerometry vyrábí firma MEMSIC.

V případě, že je akcelerometr v klidovém stavu je zahřátý vzduch rovnoměrně kulově rozložen okolo topného tělíska. Pokud se začne akcelerometr pohybovat, dojde vlivem setrvačnosti vzduchu k jeho pohybu vůči pohybující se vzduchové komoře. Dochází k pohybu vzduchu proti směru pohybu senzoru, který krátkodobě změní rozložení teploty měřené tep-

lotními snímači a vznikne teplotní rozdíl oproti klidovému stavu. Z prostorového nárůstu nebo poklesu teploty lze zjistit směr pohybu a z teplotního rozdílu velikost zrychlení.



Obr. 5: blokové schéma tepelného akcelerometru



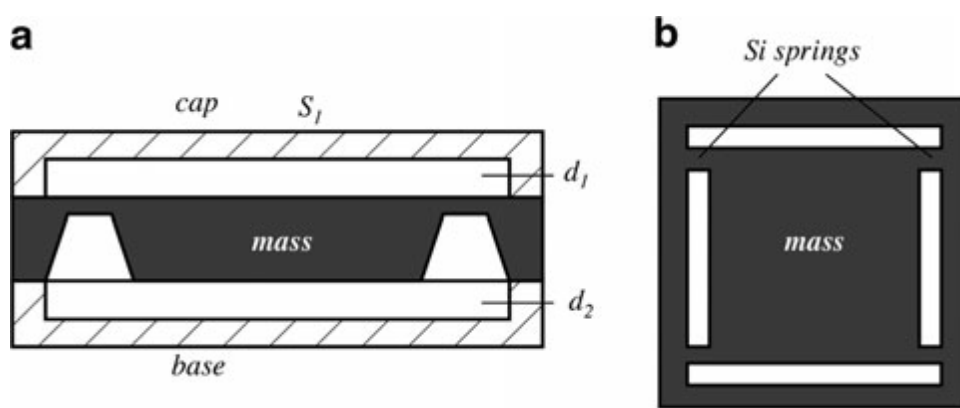
Obr. 6: Vnitřní uspořádání tepelného akcelerometru

4.2.4 s proměnou vnitřní kapacitou

Jedná se o nejužívanější akcelerometry v praxi, neboť jsou velmi přesné. Principiálně jsou založeny na změně kapacity tříelektrodového vzduchového kondenzátoru vlivem působící síly vzniklé zrychlením pouzdra senzoru. Senzor má polykřemíkovou strukturu, která způsobuje mechanický odpor síle vzniklé zrychlením. Prohnutí a deformace takovéto struktury je

převedena na změnu kapacity diferenciálního kondenzátoru. Stavba takového akcelerometru umožňuje měřit kladné i záporné dynamické i statické zrychlení. Do této skupiny patří také akcelerometr, který jsem použila v této práci (uvedeno dále).

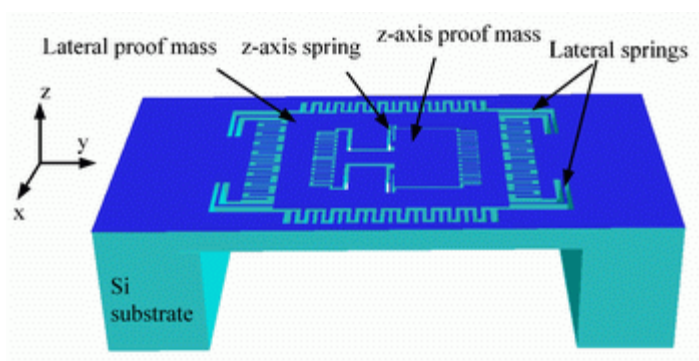
Mechanická konstrukce akcelerometrů s proměnou vnitřní kapacitou musí zajistit lineární a dostatečně citlivý převod zrychlení na mechanický posuvný pohyb. Síla F se poté převádí přes pružný nosník na tělo akcelerometru. To je zkonstruováno tak, že některé jeho části tvoří pohyblivé elektrody kondenzátoru, což mění kapacitu senzoru v závislosti na intenzitě zrychlení. Sensory s proměnou kapacitou jsou typické pro senzory MEMS.



Obr. 7: Kapacitní kondenzátor a) pohled s boku; b) pohled shora

MEMS akcelerometry se vyrábějí pomocí tzv. nosníkové metody. Při výrobě MEMS akcelerometrů se využívá technologický proces leptání polykrystalickým křemíkem, dochází k postupnému protahování pohyblivých elektrod v kolmém směru na měřenou osu. Několikanásobným protažením pohyblivých elektrod i pevných elektrod získáme lepší odstup signál/šum, přesnější odezvu na změnu velikosti zrychlení a menší křížovou citlivost. Křížová citlivost určuje vliv zrychlení v ose X na osu Y .

Výše popsaná MEMS struktura umožňuje měřit zrychlení jen v jednom směru a to kolmém na pohyblivé elektrody, jedná se o tzv. 1D akcelerometry. Tudiž měření zrychlení jen v jedné ose. V dnešní době ovšem není technologický problém na senzor přidat další stejnou strukturu pootočenou o 90° oproti předchozí. Dostaneme tak tzv. 2D akcelerometr měřící ve dvou osách X , Y . Stejným způsobem můžeme přidat pohyblivou strukturu do osy Z , vznikne tzv. 3D akcelerometr měřící ve třech osách X , Y , Z . Na obrázku 8 je znázorněna 3D struktura akcelerometru MEMS. [4], [7]



Obr. 8: 3D struktura akcelerometru (měření zrychlení v osách X, Y, Z)

4.3 možnosti užití akcelerometrů v RHB

Jak již bylo zmíněno výše, akcelerometrické senzory je možné využít též v RHB k detekci pohybů svalů. V RHB se užívá akcelerometrů v podobě náramků, které se používají zejména při parézách HK. Jedná se o systém tří akcelerometrických senzorů upevněných na člověku (zápěstí PHK, LHK, a levém boku) pomocí speciálních pásek na suchý zip. Akcelerometr upevněný na levém boku se užívá z důvodu odfiltrování nechtěných dat. Další využití akcelerometry v odvětví RHB nacházejí v robotických cvičicích přístrojích.

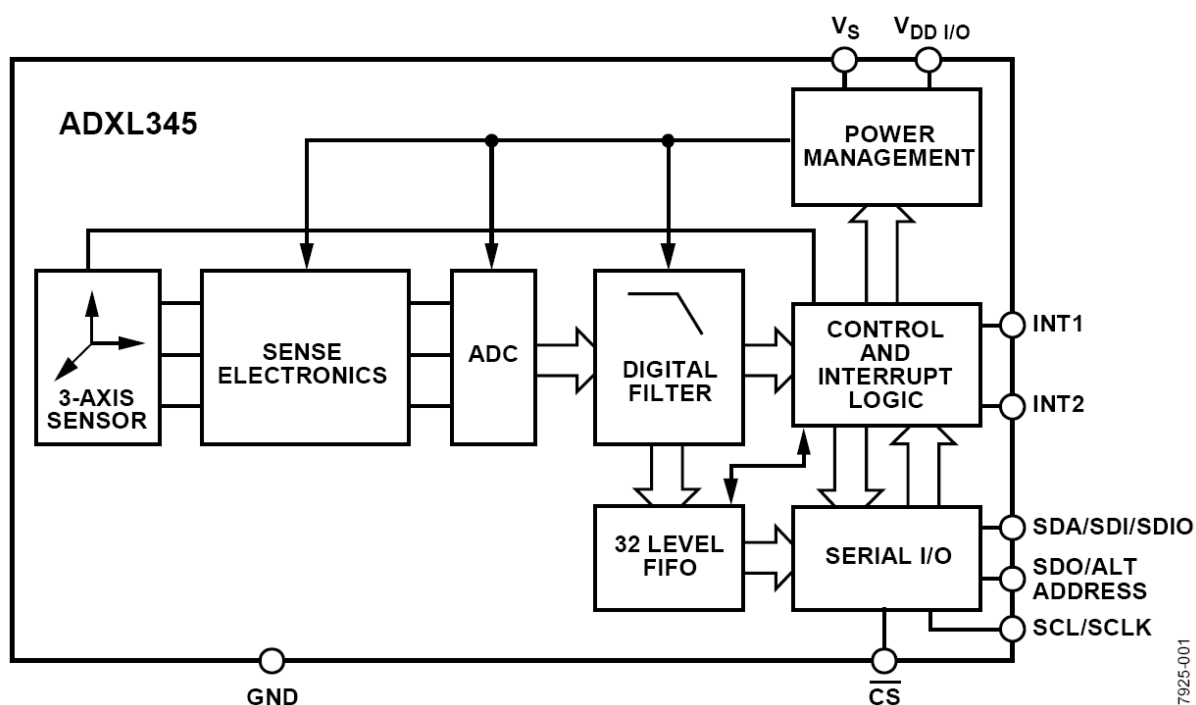
Akcelerometr poskytuje zpětnou vazbu pro pacienty (pozitivní motivace) a také pro rehabilitační pracovníky, kteří na základě hodnot získaných z akcelerometrického snímače mohou posoudit, zda daný typ RHB je pro pacienta vhodný, zda dochází ke zlepšení mobility zkoumaného svalu. Akcelerometry se stávají stále oblíbenějšími prostředky v řadách rehabilitačních pracovníků, kvůli možnosti posuzování funkčnosti pacientových svalů, zejména končetin. Na své popularitě nabírají i mezi pacienty, neboť jim umožňují objektivní monitoring, a tím snižují riziko rezignací.

Akcelerometrické senzory je možné v RHB využívat také jako detektory pohybu, v podstatě jako neinvazivní EMG. Lze jimi měřit pohyby jednotlivých svalů i celých svalových skupin. [17]

4.4 Vhodný typ

Pro naši aplikaci se nejvíce hodí akcelerometry s proměnlivou vnitřní kapacitou. Mají malé rozměry, jsou integrované v jedné součástce i s obvody pro zpracování signálu, jsou cenově dostupné a dá se předpokládat, že vzhledem k nekončícímu rozvoji elektroniky se jejich specifické vlastnosti budou nadále zlepšovat.

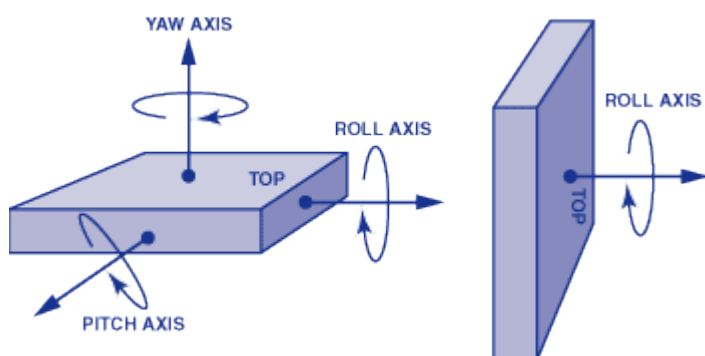
Pro naše měření byl vybrán akcelerometr ADXL345. Jedná se o tříosý akcelerometr s citlivostí ± 16 g. Výstupní signál je analogový a poměrový vzhledem k napájecímu napětí. ADXL345 se dobře hodí na zjištění statického gravitačního zrychlení v náklonu, stejně tak i dynamického zrychlení, vyplývající z pohybu. Integrovaná správa paměti s 32 úroňovou first-in, first-out (FIFO) vyrovnávací pamětí, která může být použita k ukládání dat, aby se minimalizovalo zatížení hostitelského procesoru. Režimy s nízkým příkonem umožňují inteligentní pohybově založené řízení spotřeby s prahem snímání a aktivním měřením zrychlení při extrémně nízkém výkonu.



Obr.č.9: Funkční blokové schéma akcelerometru

5 Gyroskopy

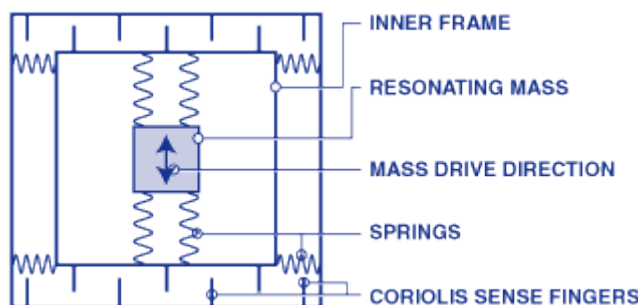
Použití gyroskopů je vedle akcelerometrů další možností jak měřit pohyb, přesněji úhlovou rychlost a natočení. Jedním z výrobců integrovaných MEMS gyroskopů je společnost STMicroelectronics. Na (obr. 9) jsou znázorněné osy, ve kterých je možné zaznamenat pohyb u gyroskopů. [2], [7], [12]



Obr. č. 10: Osy měření úhlové rychlosti gyroskopu

5.1 Obecný princip MEMS gyroskopů

Gyroskopy jsou obecně určeny pro měření úhlové rychlosti, tzn. údaj o tom, jak se měřený objekt rychle otáčí, v jednotkách stupňů/sekundu ($^{\circ}/s$). Rotaci je možné měřit z hlediska tří os (x , y , z). Vzhledem k možnosti záznamu rotace nacházejí své uplatnění při detekci rotačních pohybů a též i změně polohy, stabilizačních systémů automobilů. Bývají též použity pro zpřesnění systémů GPS a také stabilizace obrazu a předmětů. Uplatňují se i pro navigaci a řízení letadel, raket, robotů apod. V oblasti fitness je můžeme nalézt např. v tzv. powerballech. [11], [12]



Obr. č. 11: Blokové schéma MEMS gyroskopu

5.2 Výběr vhodného gyroskopu

Pro naši aplikaci se hodí gyroskop dvouosý (pitch and roll $\pm 300^\circ/\text{s}$), typu LPR530AL. Byl vybrán kvůli jeho nízké pořizovací ceně, vhodnému napájení 3,3V, vysoké stabilitě při vysokých teplotách. Další nesmazatelnou výhodou tohoto gyroskopu je, že má malý příkon, vestavěný autotest a filtr s dolní propustí.

Jako vhodnou alternativu pro třetí osu byl vybrán gyroskop (yaw $\pm 300^\circ/\text{s}$) LY530ALH, kde platí stejné výhody jako výše uvedený LPR530AL jen s tím rozdílem, že tento čip je jednoosý (YAW). Jako v předešlém případě byl nastaven na analogový výstup filtr s dolní propustí 48 Hz a horní propustí 0,5Hz.

5.3 Rozdíl mezi MEMS gyroskopem a akcelerometrem

Z pohledu základního principu jen jeden rozdíl, za to však významný. Oba využívají podobný pohyblivý rám se snímacími ploškami pracující jako elektrody kondenzátorů, u kterých se tak při pohybu rámu mění kapacita, ale zatímco pohyblivá struktura je u akcelerometru volná a hýbe se jen při působení síly (zrychlení), u gyroskopu je s touto strukturou záměrně periodicky pohybováno (mechanická rezonance), aby se projevil efekt Coriolisovy síly. Zatímco tedy akcelerometr měří hodnotu vychýlení vnitřní MEMS struktury jako důsledek působícího zrychlení (síly vznikající při urychlování či zpomalování přímo pohybujícího se objektu), gyroskop zjišťuje rotační pohyb, přesněji řečeno rychlost ustáleného rotačního pohybu. [11]

5.4 Corialisová síla

Jedná se o setrvačnou sílu, která působí v kolmém směru na tělese, čímž způsobuje zakřivení jeho trajektorie, těleso se otáčí kolem své osy. Corialisův efekt působí jen na rotující tělesa, jedná se o efekt zdánlivý, neboť nezpůsobuje žádné zrychlení ani působí sílu na těleso, působí pouze zdánlivě z pohledu rotujícího tělesa. Corialosiva síla působí na každý hmotný bod na Zemi.

$$F_c = m\mathbf{v} \times \boldsymbol{\omega} \quad (1)$$

m hmotnost (kg)

\mathbf{v} rychlost (m/s)

$\boldsymbol{\omega}$ úhlová rychlost (rad/s)

Coriolisovy síly se využívá v metrologii a to z hlediska projevů dynamiky oceánů a atmosféry. Corializova síla působí proti síle tlaků a tím vzniká víření. Takové jevy jsou v geostrofické rovnováze, což znamená, že Coriolisova síla a síla působící díky gradientu tlaku jsou v rovnováze. Coriolisův efekt také zodpovídá za šíření mnoha druhů vln v oceánu i atmosféře včetně Rossbyho vln a Kelvinovy vlny.

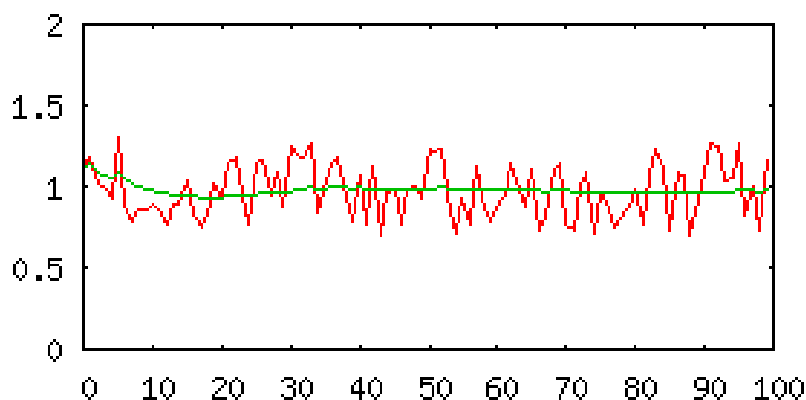
5.5 kalmanův filtr

Základním principem fungování jakýchkoli senzorů je jejich schopnost převádět měřené veličiny na elektrické napětí, které je následně převedeno na analogový číslicový signál. Každé měření je zatížené nějakou chybou, ať už chybou vzniklou během samotného měření, např. špatnou kalibrací přístroje. Nebo převáděním získaných fyzikálních veličin na veličiny požadované.

Těmto nechtěným (náhodným) chybám se snažíme předcházet. Ale i přesto nelze vyloučit, že se nějaká chyba v pokusech nevyskytne.

Vzniklé chyby se nám v grafech objevují jako šumy, které je nutné vhodně odfiltrovat. Metod pro odfiltrování nežádoucích signálů (šumu) je velké množství. Nejznámější z nich je

metoda průměrování. Toto je jednoduchá metoda, která lze použít tehdy, když veličina, která nás zajímá, má konstantní průběh (tj. s časem se nemění). Platí, že čím více hodnot z měření máme k dispozici, tím je získaná hodnota průměrováním přesnější. Znázorníme-li graficky tento postup, vidíme, že se vlastně snažíme naměřenými daty proložit vodorovnou přímkou.



Graf 1: Metoda průměrování

Další metodou filtrace nežádoucího šumu je metoda Kalmanova Filtru. Tento filtr se užívá zejména pro modelování dynamických diskretních dat, např. sledování polohy objektů při akcelerometrickém cvičení. Své uplatnění našla v aplikacích pro sledování počítačového vidění a také interpretaci elektrických signálů. KF umožňuje predikovat polohu. Upřesnění pozice pohybujícího se objektu se děje pomocí disperze proměnných hodnot. Výsledkem je tedy odhad trajektorie na základě nepřesných hodnot.

Pohyb objektu můžeme vymezit polohou $x(t)$, rychlostí $v(t)$, zrychlením $a(t)$, což popíšeme následujícími diferenciálními rovnicemi:

$$v(t) = \frac{dx(t)}{dt} \quad (2)$$

$$a(t) = \frac{dv(t)}{dt} \quad (3)$$

Vzhledem ke zvolenému stavovému vektoru použijeme následující diferenciální rovnice, které popisují pohyb objektu (v našem případě 3D myši):

$$x(t + T) = x(t) + v(t) * T + \frac{1}{2}aT^2 \quad (4)$$

$$v(t + T) = v(t) + a(t) * T \quad (5)$$

V našem měření však neznáme polohu $x(t)$ pohybujícího se bodu, ale naopak známe zrychlení, kterým se těleso pohybovalo po dané trajektorii. Také víme, že když uděláme druhou derivaci dráhy, dostaneme zrychlení. A v opačném případě, když zrychlení dvakrát zintegrujeme, dostaneme dráhu. Pro toto zintegrování použijeme numerickou obdélníkovou integraci.

Obdélníková metoda patří mezi nejjednodušší metody numerické integrace. Tuto metodu užíváme tehdy, když neznáme přesnou funkci a data máme diskrétní, např. dána v tabulce. Vhodný program pro výpočet numerických integrací je Matlab, lze je udělat i v programu Microsoft Excel.

6 Výzkum

6.1 3D myš (ukazovátko)

Jedná se o malé zařízení, které bylo původně vyvinuto pro zkvalitnění a ovládání videokonferencí. Je naprogramována tak, aby „ukazovátko“ umělo rozpoznat základní gesta (viz tabulka č. 9). Snahou bylo udělat ukazovátko tak, aby bylo možné sledovat pohyb ve všech osách. Proto vnitřní struktura obsahuje gyroskopy a akcelerometry. Oba snímače jsou tříosé, což umožňuje ukazovátku pohybovat se v 6 stupních volnosti a neřešit absolutní pozice. Pohyb ukazovátka je tedy možné sledovat pomocí třech os gyroskopu (X, Y, Z) a pomocí tří os akcelerometru (X, Y, Z). 3D Myš vysílá souřadnice jak z gyroskopu tak i akcelerometru. Software ukazovátka je psaný pro Windows, a v jiném operačním systému spustit nelze. V 3D myši je již implementován KF pro vyhlazení nežádoucích drobných zákmitů (např. Ruky). Z dat je také možné vyčíst stav a nabíjení (popř. vybíjení) baterie ukazovátka.

Napájení u ukazovátka č. 1 (na obrázku č. 12 je starší prototyp 3D myši a jeho vnitřní struktura) je řešeno pomocí mikro USB, nabíjí se přibližně půl hodiny a baterie vydrží asi tak 2h, při používání.

Napájení u ukazovátka č. 2 (na obrázku č. 13 je novější prototyp 3D myši) je řešeno pomocí technologie Wireless Charging Plate, což je tenká podložka umožňující napájení bezdrátově. Nabíjí se přibližně 1h a vydrží přibližně 12 hodin.

Obě použité 3D myši mají 3 vnější tlačítka (jako klasická myš – pravé, levé, kolečko). Obě technologie jsou vybaveny režimem sleep a power off, které se spustí po 10 minutách nečinnosti ukazovátka. Myš se zapíná stisknutím prostředního tlačítka po dobu asi 10 sekund. Vypíná se stisknutím kombinace prostředního a pravého tlačítka a jejich podržením opět po dobu 10 sekund. O stavu zapnutí a vypnutí nás informuje led dioda. V případě zapnutí myši se rozsvítí v zelenou, při činnosti v zapnutém stavu průběžně problikává opět zelenou barvou. Při vypnutí se rozsvítí asi na 5 sekund červená dioda, která následně zhasne a myš je zcela vypnutá.



Obr. č. 12: Ukazovátka č. 1 (starší prototyp)



Obr. č. 13 ukazovátka č. 2 (nový prototyp)













6.2 Bluetooth

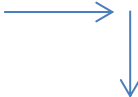
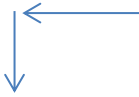

Jedná se o bezdrátovou komunikaci, propojující dvě a více elektronických zařízení. Technologie umožňuje relativně rychlý přenos dat na krátkou vzdálenost. Technologie se poprvé objevila v roce 1999 a našla své uplatnění v mnoha průmyslových aplikacích. Jedná se o unikátní technologii, která se neustále rozšiřuje. Je jí možná odstranit optických kabelů pro spojení s jednotlivými zařízeními a jejich příslušenstvím.

Standart Bluetooth je sice chráněn patenty, ale mohou jej využívat všechny společnosti. Za používání této technologie se neplatí žádné licenční poplatky. Výrobci mohou touto technologií označit zařízení, která získají certifikát od sdružení Bluetooth. Tento certifikát je udělen až teprve tehdy, projde-li dané zařízení velmi přísnými testy z hlediska kompatibility se standardem bluetooth.

V současné době umějí bluetooth čipy komunikovat do vzdálenosti 10 m, vzdálenost komunikace záleží také na překážkách po trase bluetooth (zdi, kancelářský nábytek...). Citlivost přijímače je 70 dB.

Tab. 8 Přiřazené akce jednotlivým gestům

Název gesta	Provedený pohyb	akce
RIGHT		Pohyb kamery doprava
LEFT		Pohyb kamery doleva
UP		Zesílení hlasitosti
DOWN		Zeslabení hlasitosti
DOWN_UP		Přepnutí obrazu z kamery na Prezentaci
UP_DOWN		Zobrazení kontaktů
RIGHT_LEFT		Přepínání mezi výstupy
LEFT_RIGHT		Ukončení pohybu kamery
UP_RIGHT		Vytočení kontaktu
UP_LEFT		Přijmutí hovoru
DOWN_RIGHT		Ukončení hovoru + cancel
RIGHT_UP		Pohyb kamery nahoru

RIGHT_DOWN		Pohyb kamery dolů
LEFT_DOWN		Zoom –
LEFT_UP		Zoom +

6.3 záznam a snímání dat

3D myši komunikují s PC přes bluetooth a to jako sériový port COM 3 (stará myš) nebo jako COM 7 (nová myš). Výčet dat probíhá přes klientské rozhraní Putty, jehož nevýhodou je to, že je možné otevřít jen jeden sériový port ze kterého čte.

Snímat data z končetin, v našem případě z HK je možné dvojím způsobem:

A) buď pomocí sledování trajektorie, kterou pacient opisuje při pohybu myši, např. při napodobování kolečka nebo čtverce. Je vhodné mít předem danou trajektorii, kterou požadujeme po pacientovi, aby ji jakoby obkreslil. Toto je vhodné pro následné porovnávání původní a nové trajektorie a tím posouzení, zda pacient cvičí dle předepsaného rehabilitačního plánu nebo nikoli. Posoudit konverzi trajektorií můžeme pouhým okem, neboť máme k dispozici původní obraz a obraz vytvořený pacientem. Zhodnotit konverzi můžeme i pomocí různých matematických algoritmizací, kdy změřená data z akcelerometru, tedy zrychlení dvakrát zintegrujeme, čímž dostaneme opět dráhu, a opět nově vzniklé souřadnice porovnáme s původním tvarem a odhadneme odchylku od předloženého tvaru. Nebo můžeme podle rovnice (6.4) spočítat polohy, ve kterých se nachází ukazovátko při obkreslování trajektorie. Ty následně zakreslit do grafů a opět posoudit diferenci trajektorií. Na základě tohoto můžeme opět posoudit, zda pacient dodržuje rehabilitační cvičení nebo zda v určitých polohách jakoby uvízne, např. po mozkové příhodě a je to tedy ukazatel toho, že rehabilitace by měla být důslednější, nebo častější.

B) 3D myši používáme jako senzory pro záznam i jemných pohybů, v podstatě jako neinvazivní EMG. Uděláme tzv. kinematickou analýzu. Pro tuto možnost detekce pohybů, ve výzkumech, používám dvě 3D myši s velmi citlivými akcelerometrickými senzory. Tato metoda by měla předcházet samotnému nácviku sebeobsluhy, neboť pokud pacient si zafixuje špatný pohyb svalových struktur, dojde k vytvoření špatného pohybu i při sebeobsluze, což může mít za následek prodloužení rehabilitačních cvičení nebo i úplný neúspěch rehabilitace.

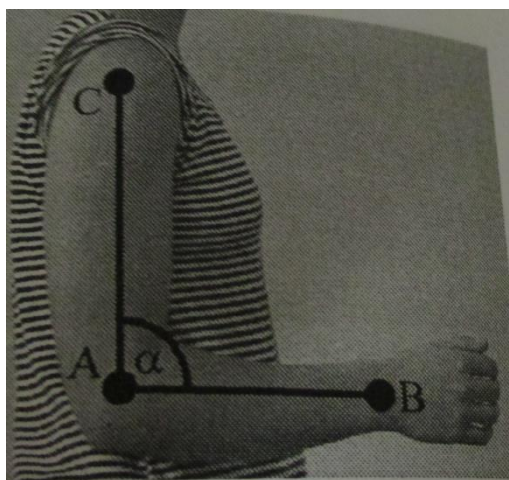
Pro oba způsoby záznamu dat jsou tyto 3D myši vhodné a to především z hlediska jejich vysoké citlivosti a nastavitelné frekvence. Citlivost se pohybuje v rozmezí od 0-40, frekvence od 0 do 50 Hz.

Pro mé pokusy byla citlivost myši ponechána na 5 (velmi vysoká citlivost), a to kvůli záznamu i nepatrných záchvěvů ruky. Právě záchvěvy jsou důležité pro zhodnocení správné funkčnosti jednotlivých svalů, popřípadě nějakých abnormalit v oblasti HK (např. zachycení

syndromu karpálního tunelu už v jeho počátku, tedy v době, kdy ještě nedochází k výrazným klinickým projevům).

6.4 Měření a zpracování dat

Při prvním měření je vhodné udělat kinematickou analýzu pohybu. Uděláme ji tak, že pro měření použijeme dvě 3D myši. Jednu myš umístíme na zápěstí (nebo předloktí) a druhou na paži. Označíme-li umístění myši na zápěstí jako bod B a druhou myš, umístěnou na paži jako bod C, dostaneme při pomyslné spojnici těchto bodů o oblasti lokte bod A. (obrázek 14).



Obr. č. 14: Kinematická analýza pohybu

Tímto jsme vytvořili tzv. Kartézskou soustavu souřadnic, pomocí které můžeme definovat základní kinematické veličiny (dráha, úhel, rychlost, úhlový rychlost). Tímto systémem můžeme definovat vztahy pro rovinnou analýzu (v 2D prostoru), předpokládáme, že osa akcelerometru bude kolmá na směr pohybu, který sledujeme. Spustíme program PuTTY a necháme pacienta udělat nějaký pohyb, např. natažení ruky při náznaku úchopu skleničky. Zaznamenaná data zkopírujeme například do programu Microsoft Excel.

Ze záznamu z PuTTY můžeme získat data z gyroskopů, akcelerometrů, také o stavu baterie a jiných souřadnicích. Ačkoliv smyslem této bakalářské práce má být posouzení možností užití akcelerometrických senzorů v rehabilitaci, budu při zpracovávání dat posuzovat jednak data získaná z akcelerometru, dále také data získaná z gyroskopu. Budu tedy nahlížet na systém 3D myši jakožto celek.

Pro výpočet souřadnic bodů pohybů ukazovátko v rovině, použijeme tuto rovnici:

$$X, Y = |AB| = \sqrt{(x_B - x_A)^2 + (y_B - y_A)^2} \quad (6.4)$$

Toto základní měření nám umožní zjistit, zda jednotlivé svaly reagují adekvátně na vzniklý akční potenciál při vykonávání požadovaného pohybu. Pokud svaly reagují správně, je možné přistoupit k rehabilitaci pomocí sledování trajektorií ukazovátko.

Vložíme pacientovi do dlaně ukazovátko. Spustíme program s předepsanou trajektorií. Je vhodné zvolit trajektorii co nejjednodušší, např. kružnici nebo čtverec. Necháme pacienta opsat jednou nebo dvakrát celou trajektorii, aby se seznámil s 3D myší a tvarem trajektorie. Cvičný pohyb s myší ještě nezaznamenáváme. Poté spustíme program 3D mouse a PuTTY. Začneme samotné měření.

Požádáme pacienta, aby po celou dobu měření držel stisknuté tlačítko vlevo, není-li schopen tlačítko po celou dobu měření držet, zmáčkneme jej například pomocí lepící pásky. Tlačítko je nutné stisknout kvůli tomu, aby pacient věděl, v jaké pozici na trajektorii se právě nachází a mohl tak pohodlně dokončit obkreslení celé trajektorie. Po dokončení trajektorie zastavíme zápis dat do PuTTY a data zkopírujeme do vhodnějšího programu, např. Microsoft Excel. Zkopírujeme i původní a nový obrázek trajektorie.

Pro vhodný záznam dat můžeme nechat trajektorii několikrát opakovat. Je nutné začínat vždy s rychlostí 0. Jelikož se jednalo o tvar čtverce nebo kruhu, tj. tvar jsme požadovali vykreslit v rovině, můžeme pro vykreslení souřadnic použít program Excel. Pomocí vzorce pro výpočet polohy celého ukazovátko v rovině použijeme vzorec (6.4)

Přičemž v tomto vzorci jsem vždy brala první hodnoty z gyroskopu a porovnávala s hodnotami akcelerometru, tedy Označím-li porovnávací osy z gyroskopu jako: G_x , G_y , G_z a osy z akcelerometru jako: A_x , A_y , A_z . Pak jsem vždy porovnávala osy $x+y$ a to celé pod odmocninou a poté y a z osy.

Do grafů jsem vynesla hodnoty nově vzniklých souřadnic X , Y v závislosti na čase t . Tyto hodnoty mi utvořily vodorovné osy čtverce. Co se týká svislých os, tak osa vlevo (tedy vlastně vpravo – neboť graf se vykresloval zrcadlově ve směru osy y). Souřadnice těchto os jsem dostala z devíti vzniklých souřadnic. Tedy udělala rozvzorkování (základní vzorkovací teorém)

$$f = \frac{1}{360} * (n) \quad (7)$$

n..... počet dat v měření

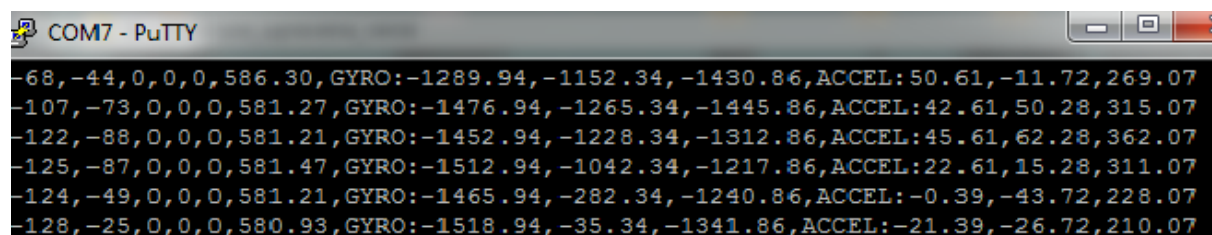
Vzorec jsem dělila 360 neboť součet vnitřních úhlů ve čtverci je právě 360°.

Což byl základní poměr pro zjištění vzorkovacího teorému. Poté jsem si spočetla pomocné souřadnice “A” dle vzorce: $(Y-X) \cdot \text{vzorkovací teorém}$.

Souřadnice do svislých os, jsem volila následující úvahou. Udělala jsem si celkem 9 hodnot. Vždy se jednalo o hodnoty první a poslední z dané nové souřadnice, včetně “A”, dále pak jejich průměr. Čímž mi vzniklo celkem 9 údajů, které po vykreslení do grafu v závislosti na čase (9 hodnot) se mi vykreslila svislá osa.

6.5 Ukázka zpracování dat

výčet dat z PuTTY Z PORTU COM 7 (nová 3D mouse)

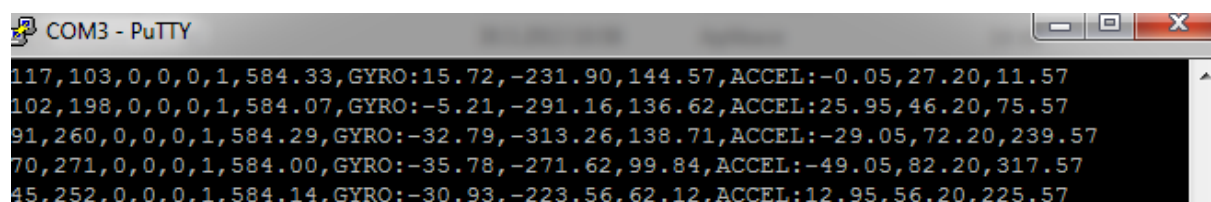


```
-68,-44,0,0,0,586.30,GYRO:-1289.94,-1152.34,-1430.86,ACCEL:50.61,-11.72,269.07
-107,-73,0,0,0,581.27,GYRO:-1476.94,-1265.34,-1445.86,ACCEL:42.61,50.28,315.07
-122,-88,0,0,0,581.21,GYRO:-1452.94,-1228.34,-1312.86,ACCEL:45.61,62.28,362.07
-125,-87,0,0,0,581.47,GYRO:-1512.94,-1042.34,-1217.86,ACCEL:22.61,15.28,311.07
-124,-49,0,0,0,581.21,GYRO:-1465.94,-282.34,-1240.86,ACCEL:-0.39,-43.72,228.07
-128,-25,0,0,0,580.93,GYRO:-1518.94,-35.34,-1341.86,ACCEL:-21.39,-26.72,210.07
```

Obr. 15: Výčet dat z PuTTY (nová 3D myš)

Tab. 9: význam souřadnic 3D myši (nové)

x	y	Tl.1	Tl.2	Tl.3	Baterie	Gyro	X	Y	Z	ACCEL	X	Y	Z
---	---	------	------	------	---------	------	---	---	---	-------	---	---	---



```
117,103,0,0,0,1,584.33,GYRO:15.72,-231.90,144.57,ACCEL:-0.05,27.20,11.57
102,198,0,0,0,1,584.07,GYRO:-5.21,-291.16,136.62,ACCEL:25.95,46.20,75.57
91,260,0,0,0,1,584.29,GYRO:-32.79,-313.26,138.71,ACCEL:-29.05,72.20,239.57
70,271,0,0,0,1,584.00,GYRO:-35.78,-271.62,99.84,ACCEL:-49.05,82.20,317.57
45,252,0,0,0,1,584.14,GYRO:-30.93,-223.56,62.12,ACCEL:12.95,56.20,225.57
```

Obr. 16: Výčet dat z PuTTY (nová 3D myš)

Tab. 10: význam souřadnic 3D myši (staré)

x	y	z	Tl.1	Tl.2	Tl.3	Baterie	Gyro	X	Y	Z	ACCEL	X	Y	Z
---	---	---	------	------	------	---------	------	---	---	---	-------	---	---	---

Jelikož tento výčet je poměrně nepraktický a také špatně čitelný, po každém měření jsem data z PuTTY převáděla do tabulky v programu Microsoft Word a Microsoft Excel. V Microsoft Excel jsem poté vytvořila k hodnotám grafy. Zpracované tabulky v programu Excel jsou přiloženy v příloze A

6.6 Vyhodnocení naměřených dat

Pro tuto bakalářskou práci jsem kontinuálně docházela za dvěma pacienty. Docházela jsem k nim pravidelně po dobu 7 týdnů, a to každý týden 1x. Všichni tři klienti zároveň prováděli i klasickou rehabilitaci.

6.7 Pacient XY

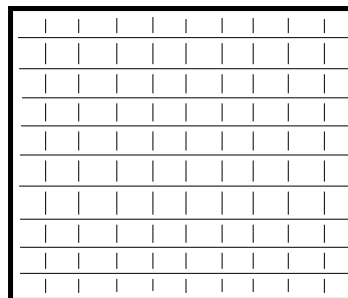
Stručná kazuistika: Jedná se o mladého pacienta (25 let), aktivní sportovec po úrazu rotátorové manžety během zápasu v americkém fotbale. Jednalo se o částečné poškození rotátorové manžety ramenního kloubu na pravé horní končetině. Problém řešen konzervativně, tedy zafixováním v tzv. abdukční dlaze a uvolněním šlach kolem ramenního kloubu pomocí artroskopie. Fixace ponechána 6 týdnů. Po zhojení zahájena každodenní přímá rehabilitace a 1x týdenní rehabilitace pomocí 3D ukazovátka. Při RHB pomocí 3D ukazovátka bylo dbáno na to, aby pohyb s 3D myši vycházel z ramena, tedy aby se na obkreslování tvaru trajektorie podílela celá HK.

6.7.1 Prvním měřením byl nácvik uchopení skleničky

Jedná se o relativně jednoduchý pohyb, který téměř každý z nás dělá automaticky. Ve skutečnosti je to však pohyb nesmírně složitý a vyžaduje přesnou svalovou souhru mnoha struktur horní končetiny jednak svalových, nervových apod. Na tomto zdánlivě jednoduchém pohybu se podílí i tzv. spinohumerální svalový systém. Toto měření bylo provedeno před začátkem samotné RHB a poté ve čtvrtém týdnu aktivní RHB. Celkem u tohoto klienta bylo provedeno šest měření v rozsahu 7 týdnů.

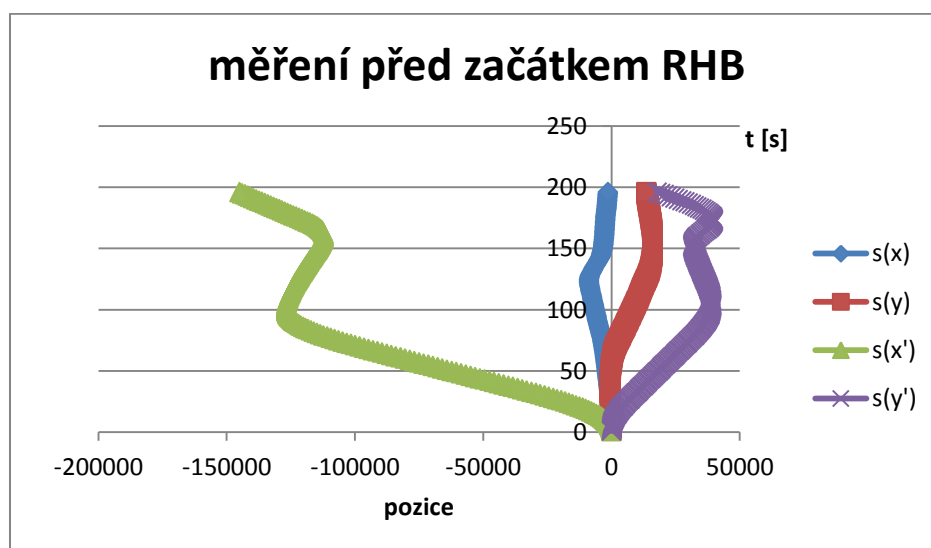
Druhým typem výzkumu byl záznam polohy ukazovátka při obkreslování předem dané trajektorie. Původní obrázek (obr. 17) byl ve všech případech zvolen čtverec a to z důvodu

své jednoduchosti. Ve všech měřeních byla ponechána stejná porovnávací šablona (obr. 18), přičemž každý čtverec značí 1 %.



Obr. č. 17: původní obrazec

Obr. č. 18: porovnávací šablona



Graf 2: před začátkem RHB pomocí 3D ukazovátka u pacienta XY

Pokud sval pracuje správně, tedy v závislosti na zkoumaném pohybu (v našem případě pokus o zvednutí prázdné skleničky do výše asi 5 cm nad plochu stolu a její opětovné položení), měly by křivky z osy X a Y tvořit lehce exponenciální křivky, nebo být téměř lineární a vůči sobě by měly být zcela zrcadlově převrácené. Překrývat by se měly jen v jejich počátku.

V tomto případě, kdy křivka $S(x)$ a $S(y)$, které byly získány z m. biceps brachii, jsou evidentně špatné. Překrývají se poměrně z velké části, a jejich tvar nepřipomíná ani exponenciálu. Jediné, co je na nich při tomto pohybu správné, je to, že se od sebe lehce zrcadlově odklánějí. Naproti tomu křivky označené jako $S(x')$ a $S(y')$ byly získané na pomezí m. extensor digitorum, m. extensor carpi radialis longus odstupují od sebe pod stejným úhlem, který posléze není však zachován, křivka $s(y')$ se odklání od křivky $s(x')$ v poměrně výrazné rotaci,

kteřá se jeví poměrně zrcadlově oproti druhé křivce. V posledním úseku grafu křivky zaujmají přesně stejně velký úhel odstupu a pokračují společně, nikde (mimo počátku) se neprotínají. Lze tedy předpokládat, že svaly v oblasti předloktí, alespoň, v oblasti extenzorů pracují správně.

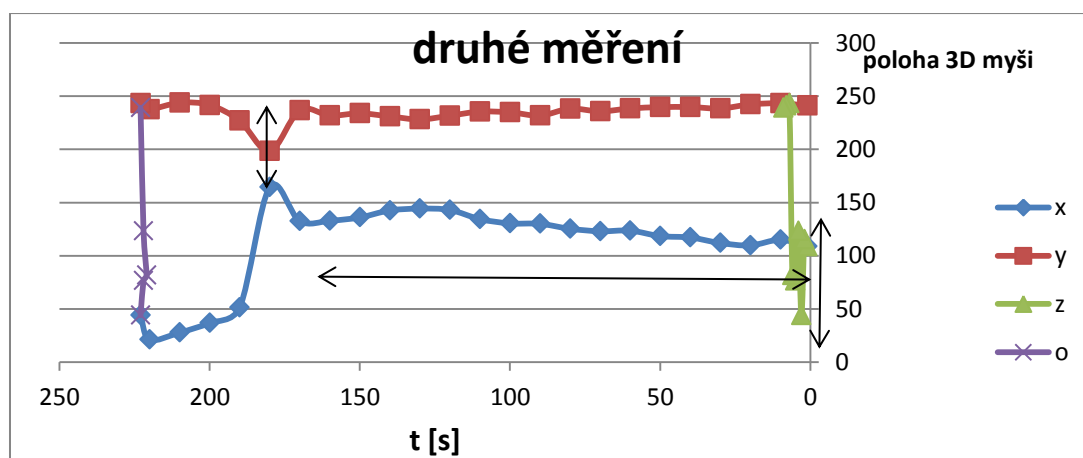
Toto měření bylo uskutečněno za pomoci rehabilitačního pracovníka, který pacientu vedl paži, aby se docílilo žádaného pohybu. V této fázi RHB cvičení nebyl pacient ještě schopen pohyb učinit zcela sám.

6.7.2 Druhé měření



Obr. č. 19: Druhé měření s pacientem XY, vykreslování trajektorie

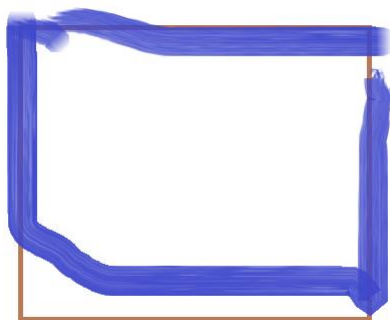
Podle nákresu (obr. 19) činí odchylka přibližně 8%, což by bylo bráno jako uspokojivý stav končetiny. Nicméně v obrazci je možno povšimnout si poměrně prudkých zákmětů v několika oblastech. Tyto prudké zákmity budou lépe patrné v oblasti (graf 3)



Graf 3: druhé měření s pacientem XY

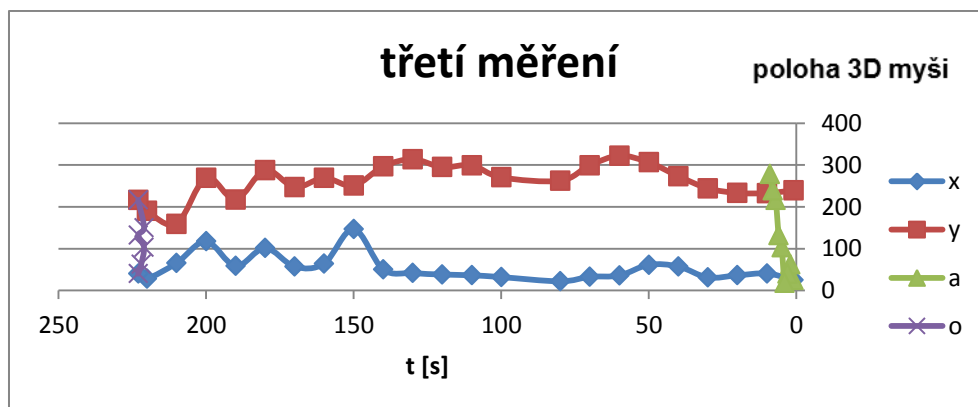
V (graf 3) jsou patrné výrazné záškuby a při srovnání s původním obrazcem činí odchylka více jak 45%. Tato výrazná odchylka je dána tím, že pacient nebyl ještě zcela schopen v určitých polohách vykovávat žádaný pohyb a bylo tedy zapotřebí mu v některých polohách vypomoci. Jelikož výpomoc rehabilitačního pracovníka nebyla kontinuální, ale nastala pouze na několika místech. V těchto místech se nám objevily výraznější odchylky. Respektive jedná se o oblasti, označené šipkami.

6.7.3 třetí měření



Obr. č. 20: třetí měření s pacientem XY, vykreslování trajektorie

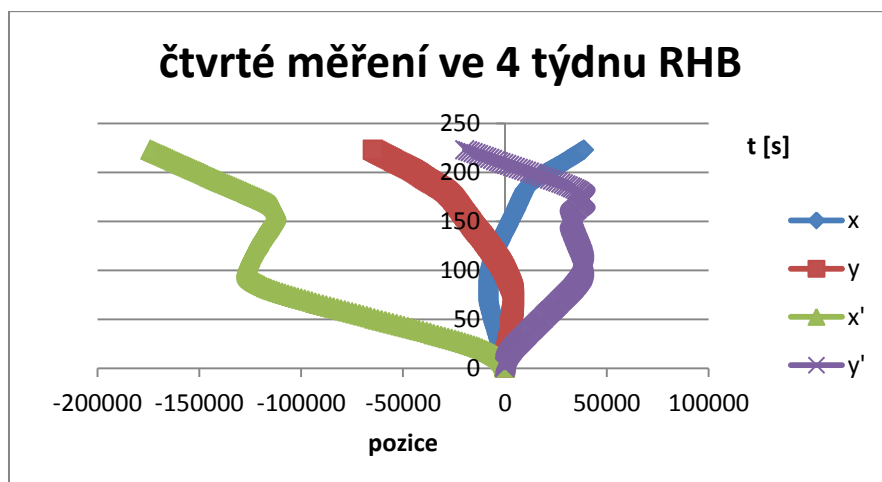
Při tomto měření pacient zkoušel cvičit zcela sám. Stále je patrná výrazná odchylka, která v tomto případě činí dle nákresu kolem 18%.



Graf č. 4: třetí měření s pacientem XY

V (grafu 4) jsou výrazné odchylky, které v tomto případě jsou způsobeny značnou rotací končetiny v průběhu měření. Diference (obr. 17) a (graf 4) dělá 35%. Což není stav rozhodně ideální, ale už je zde patrné lehké zlepšení zdravotní kondice této končetiny.

6.7.4 čtvrté měření

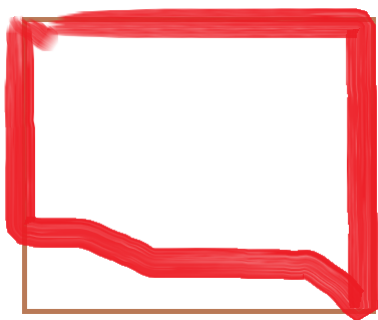


Graf 5: RHB pomocí 3D ukazovátka probíhá 4 týdny

Pokud zkoumané svaly pracují správně, v závislosti na zkoumaném pohybu (v našem případě pokus o zvednutí prázdné skleničky do výše asi 5 cm nad plochu stolu a její opětovné položení), měl by graf výsledků měření odpovídat přibližně (grafu 5). Jelikož se jednalo o nácvik úchopu skleničky, byl hlavní pohyb končetiny stimulován jako elevace, deprese lopatky a flexe, extenze ramenního kloubu, proto poloha tohoto pohybu je v (grafu 5) vykreslen exponenciální křivkou. Křivky jsou vůči sobě zrcadlově orientovány, neboť při úchopu sklenky se svaly napínaly směrem dolů a při pokládání zase směrem nahoru. V druhém případě, kdy se jednalo o pohyb extenzorů předloktí, je tato poloha zakreslena z velké části lineárně a z části lineárně-rotačně. Křivky jsou od sebe nesoměrně orientované, což by mohlo být způsobené rotací končetiny v oblasti zápěstí při snaze uchopit skleničku. Jen v horní části grafu je patrné, že se obě sledované křivky (x' a y') stáčí stejným směrem a to dokonce i pod stejným úhlem.

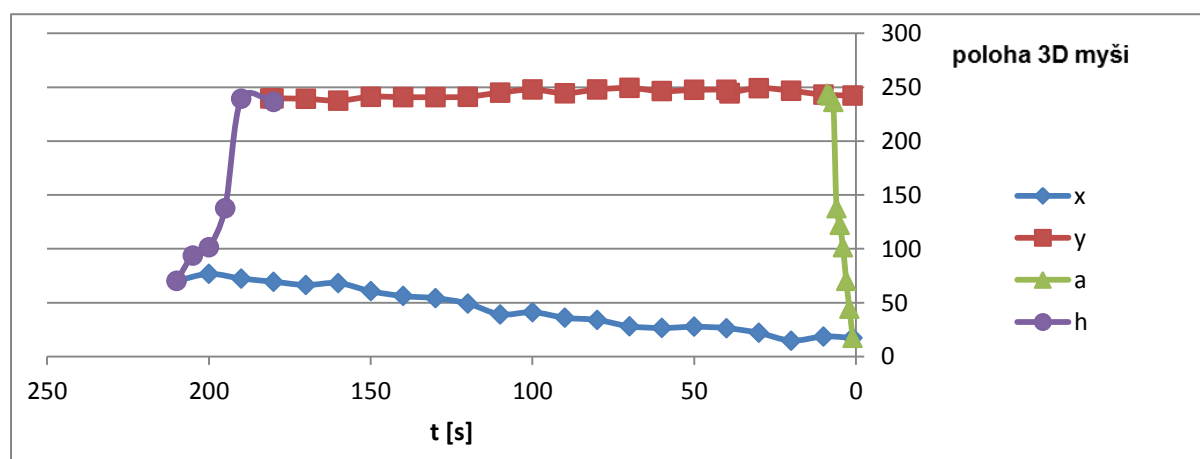
(Graf 5) byl získán po 4 týdnech sledování pacienta a každodenních rehabilitačních cvičení. Oproti původnímu (grafu 2), který byl pořízen na začátku měření, tedy ještě v době, kdy rehabilitace neprobíhala tak intenzivně, je patrné výrazné zlepšení pohyblivosti končetiny. Zlepšení nastalo i z hlediska samostatnosti, neboť při tomto měření pacient tento pohyb vykonával bez asistence jiné osoby.

6.7.5 páté měření



Obr. Č. 21: Obrázek nakreslený pacientem v pátém týdnu RHB pomocí 3D myši:

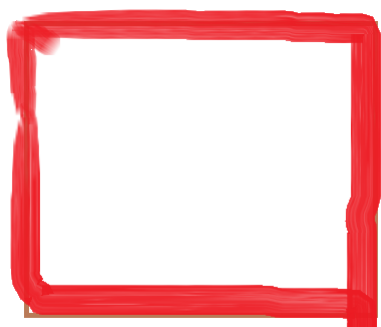
Na vykresleném obrazci (obr. 21) pacientem je patrná určitá odchylka, přibližně 12% z celkové plochy obrazce. Tato odchylka naznačuje výrazné zlepšení pohyblivosti celé horní končetiny pacienta.



Graf 6: RHB pomocí 3D ukazovátka probíhá 5 týdnů

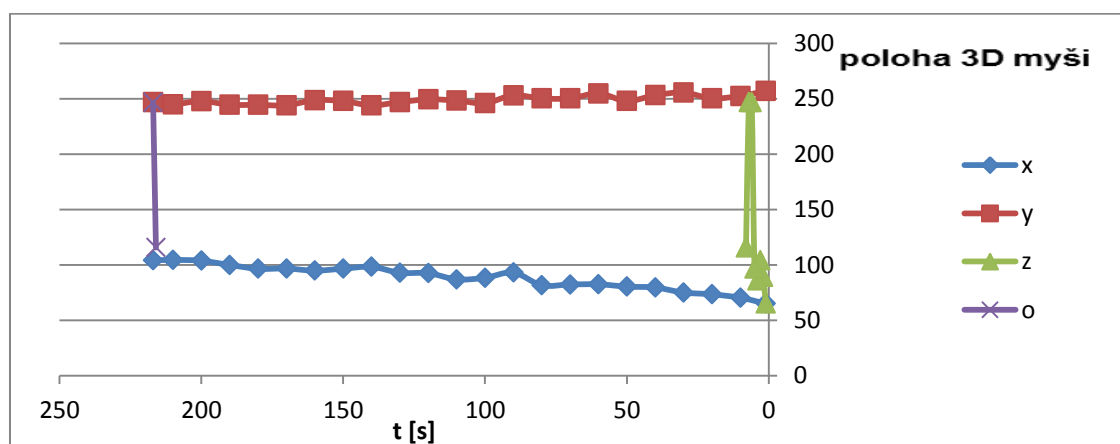
Pokud ještě pro srovnání uděláme graf z naměřených hodnot (graf 6) a opět porovnáme s původním i nakresleným obrazcem zjistíme, že skutečná odchylka v obrazcích je o trochu větší než jsem zjistila porovnáním původního a překresleného obrazce. Zde je odchylka přibližně 18%. Zvětšení této odchylky od odchylky z překresleného obrázku vzniklo z důvodů jemných nechtěných pohybů s ukazovátkem, jejichž souřadnice se do výsledného měření zaznamenaly.

6.7.6 šesté měření



Obr. Č. 22: Obrázek nakreslený pacientem v sedmém týdnu RHB pomocí 3D myši:

Tento obrazec má již velmi malou odchylku, asi tak 2%. Už z obrázku je patrné, že došlo k velmi výrazným pokrokům v této rehabilitaci a je zde velmi vysoká pravděpodobnost, že se pacientův zdravotní stav navrátí téměř do 100 % stavu. Pro porovnání ještě zkusíme udělat odchylku pomocí grafu, ale domnívám se, že i v grafu bude výsledek více jak uspokojivý.



Graf 7: RHB pomocí 3D ukazovátka probíhá 7 týdnů

Graf (7) dobře dovykresluje (obr. 22), a je zde patrné, že odchylka je zde velmi malá. Činí zde už jen pouhých 8%. V grafu na zelené křivce je sice ještě patrný zákmit nebo spíše snaha o opakování krátkého úseku. Sledujeme-li graf pozorně, všimneme si i lehčího trendu stoupání v modré křivce a velmi mírného v červené křivce.

6.7.7 Zhodnocení měření

Když jsem se s pacientem setkala poprvé, nebyl schopen ovládat svou dominantní (pravou) horní končetinu v oblasti paže. Tedy jakékoli pohyby, při kterých bylo zapotřebí zapojit svaly paže, vykonával velmi obtížně nebo v podstatě vůbec. Během 8 týdnů intenzivní přímé rehabilitace a celkem šest RHB cvičení pomocí 3D myši se pacientův stav výrazně zlepšil. Při cvičení jsem jej i občasne nechávala samotného a i přesto řádně dodržoval předepsaná rehabilitační cvičení. Nutno podotknouti, že tento pacient měl nezlomnou vůli k tomu, aby se co nejdříve vrátil do co nejlepší zdravotní kondice.

6.8 Pacient XX

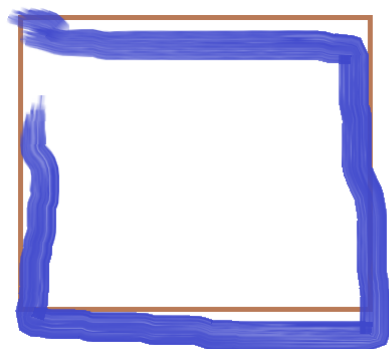
Stručná kazuistika: Jedná se o pacienta středního věku (45 let), v invalidním důchodu. Pacient trpí Roztroušenou sklerózou přibližně 12 let. U pacienta se střídá období akutní exacerbace s remisí. Většina měření provedených u tohoto pacienta, byla zhotovena v období remise. U pacienta bylo uděláno celkem pět měření v rozsahu sedmi týdnů. Při RHB pomocí 3D ukazovátka bylo u některých měření dbáno na to, aby pohyb s 3D myši vycházel z ramena, tedy aby se na obkreslování tvaru trajektorie podílela celá HK. U některých naopak byl měřen pohyb při podložení předloktí.

6.8.1 první měření

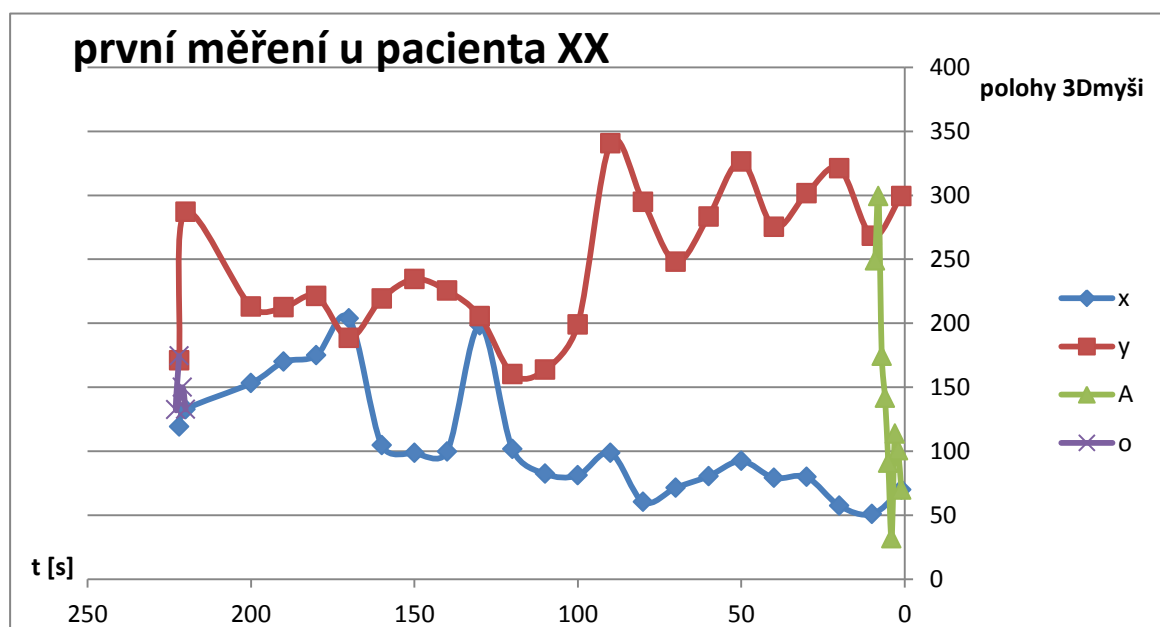
Při prvním měření je zde asi tak 18%. (obr. 23) je velice nápadný tím, že dotyčný človíček nedokázal příliš udržet čistou linii čáry. V závislosti na onemocnění se lze domnívat, že v grafu budou velmi prudké skoky, které budou odchylku výrazně zvyšovat.

V (grafu 8) jsou velmi nápadné prudké skoky, které byly pravděpodobně způsobeny začínající atakou této nemoci. Lze si také povšimnout, že osa “o” téměř zaniká, a v podstatě se napojuje na velmi rychle na osu y. V grafu není dodržen poměr stran čtverce a ani se cel-

kový tvar grafu čtverci příliš nepodobá. Není proto divu, že výsledná odchylka je větší jak 75%

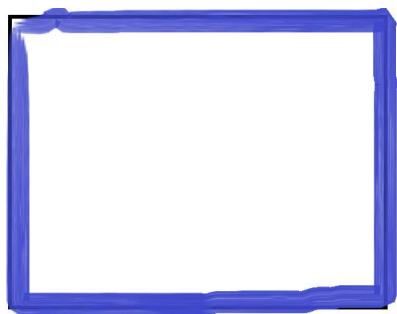


Obr. 23: první měření u pacienta XX



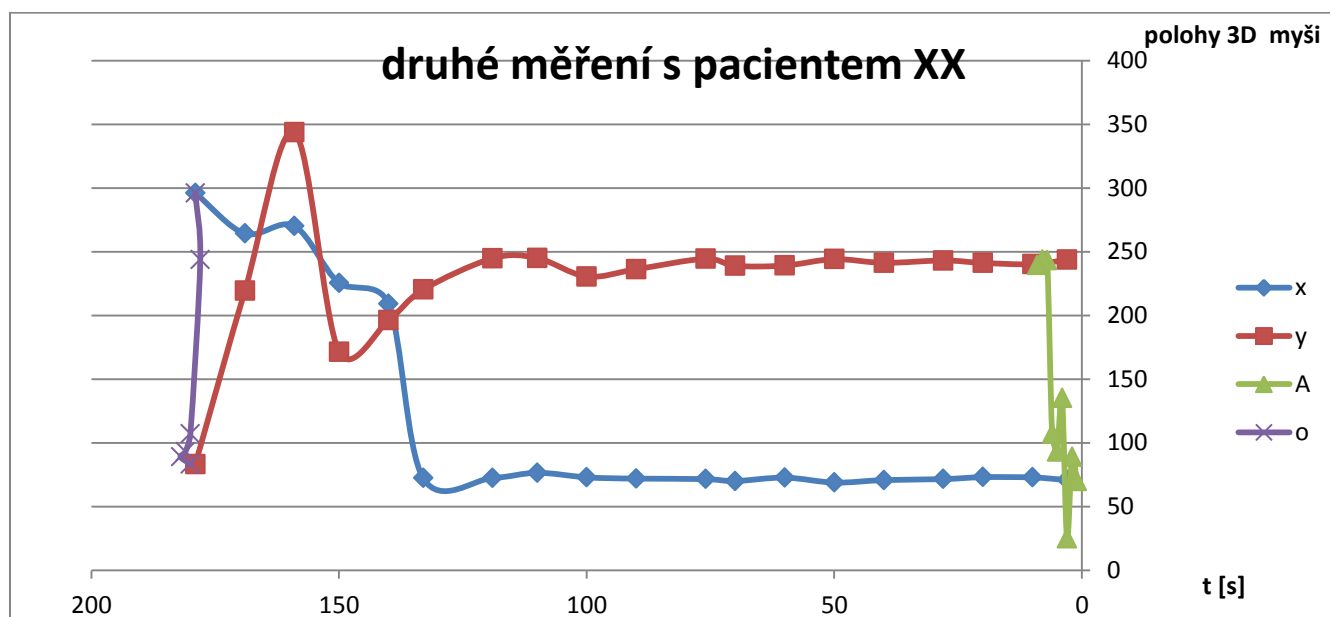
Graf 8: první měření u pacienta XX

6.8.2 Druhé měření



Obr. 24: druhé měření u pacienta XX

Na (obr. 24) je velice malá odchylka, která čítá necelé 1%. Obrazec by se zdál v podstatě dokonalý, jen čas, za který daleko překračuje vhodnou mez. Sestrojit takto vizuálně dokonalý čtverec trvalo tomuto pacientovi přesně 7 minut a 25 s.

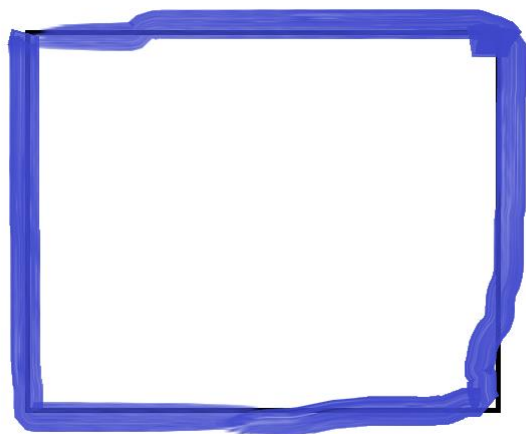


Graf 9: druhé měření u pacienta XX

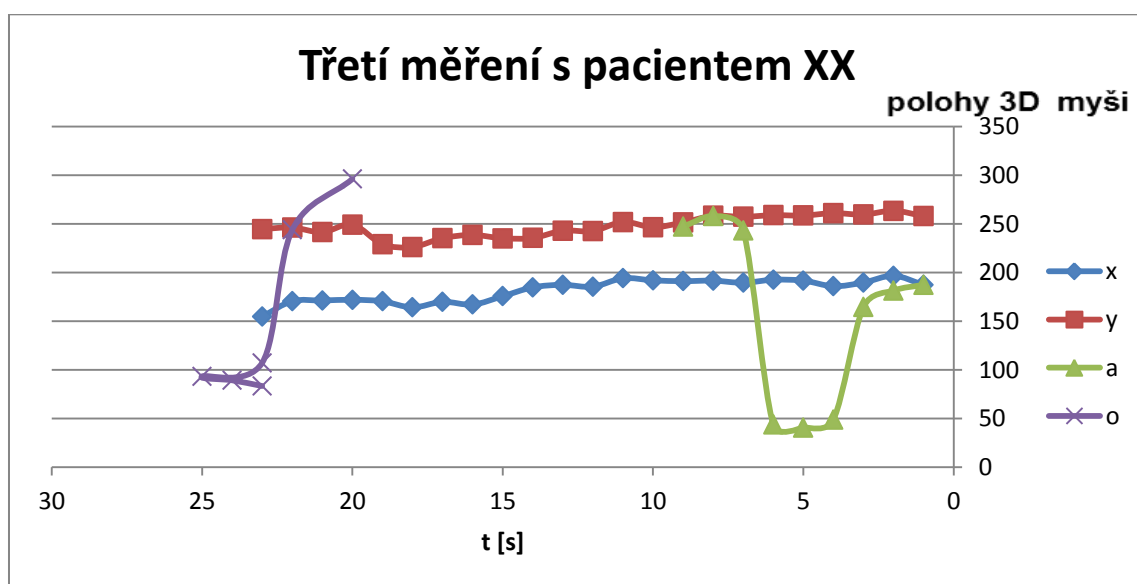
(Graf 9) I přesto, že se nakreslený obrazec v porovnání s původním jevil vizuálně dokonalý, po vykreslení hodnot do grafu se přeci jenom ukázalo, že ani pomalá manipulace s 3D myší nezaručí úplně dokonalý graf. V grafu jsou patrné výrazné zákmity, které mohly být způsobené dotykem ukazovátka např. o hranu stolu nebo náhlým přerušením koncentrace pacienta. Tento zákmit se v nakresleném obrazci neukázal, neboť v době, kdy k zákmitu došlo v době, kdy mohlo být tlačítko myši vypnuté, čím by se zapříčinilo, že se tento nechtěný pohyb v obrazci nezaznamenal. Celková odchylka tedy činí přibližně 35 %.

6.8.3 Třetí měření u pacienta s Roztroušenou sklerózou

Na (obr.25) jsou patrné záchvěvy zřejmě desky stolu, neboť pacient při tomto měření měl ruku podepřenou v oblasti předloktí a pohyb tedy vycházel z oblasti zápěstí. Odchylka dle obrazce je přibližně 15 %, neboť v mnoha místech nová trajektorie vybočuje z obrazce.



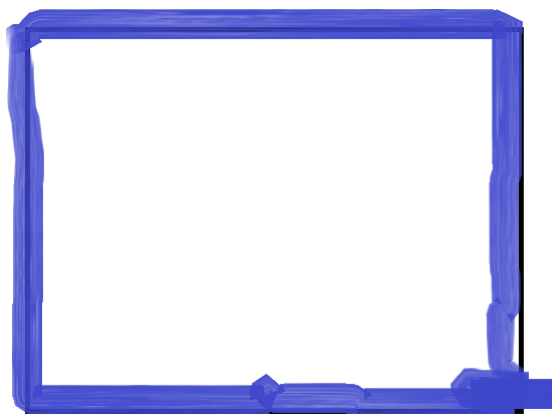
Obr. 25: třetí měření u pacienta XX



Graf 10: třetí měření u pacienta XX

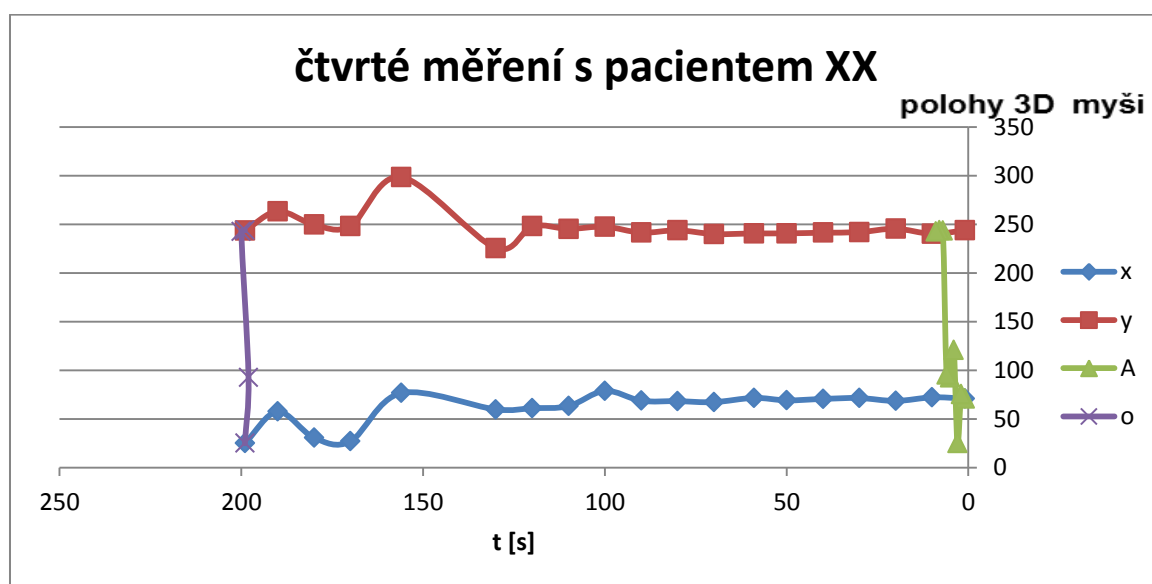
Při tomto rehabilitačním cvičení (graf 10) měl pacient položenou ruku v oblasti lokte, takže snímáný pohyb se uskutečňoval jen v oblasti zápěstí. Proto křivky x a y jsou u sebe poměrně blízko a při pohybu svisle dolů (zelená křivka) nebylo možné přesně postupovat ve svislé rovině, proto se dotýčný pohyb snažil kompenzovat posouváním položeného předloktí po desce stolu, což způsobilo vznik této esovité křivky. Co se týká křivky fialové, tak ta vznikla velmi prudkým trhnutím 3D myši ve svislém směru vzhůru. Jelikož se zaznamenává zrychlení, které zde bylo velice prudké, proto je i křivka velice prudká, začíná hluboko pod křivkou x a končí daleko nad křivkou y. Vzhledem k těmto anomáliím činí odchylka více jak 80 %

6.8.4 Čtvrté měření



Obr. 26: čtvrté měření u pacienta XX

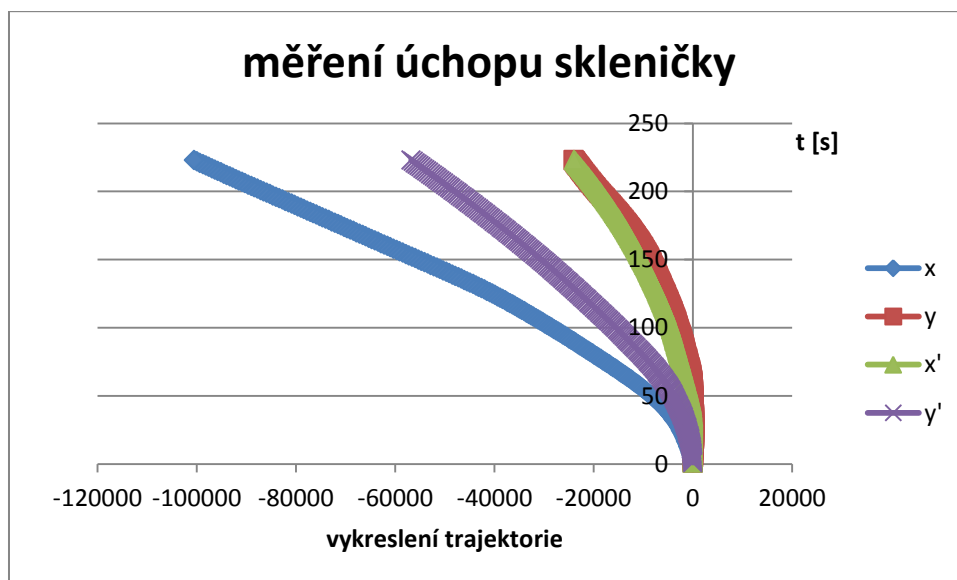
Na (obr. 26) by byl docela pěkný obrazec, linie čar je poměrně zachovalá, tedy odchylka by mohla být relativně malá. Jelikož jsou patrné tahy opakování některých čar a téměř před dokončením obrazce další z prudších nežádoucích fenoménů, je odchylka přibližně 10 %



Graf 11: čtvrté měření u pacienta XX

V (grafu 11), je možno povšimnout si, poměrně dobrého zachování hran čtverce. Jsou zde sice patrné prudší odchylky a to hned na několika místech, ale i tak je celkový graf odpovídající stavu v období remise Roztroušené sklerózy. Odchylka tedy činí přibližně 13%

6.8.5 Měření po 7 týdenním cvičení s 3D myší



Graf 12: měření u pacienta XX v 7 týdnu RHB pomocí 3D myši

(Graf 12) byl změřen na m. biceps brachii a m. extensor radius longus a byl naměřen 2 dny po atace Roztroušenou sklerózou. Při zvětšení grafu je možné všimnout si, výraznějšího třesu ve všech křivkách grafu. I přesto, že jsou z grafu patrné výrazné kmity, považujeme tento graf na normální a to vzhledem k výraznému stupni této nemoci.

6.8.6 Zhodnocení

Když jsem se s pacientem XX setkala poprvé, byl to pacient po čerstvě prodělaná atace Roztroušené sklerózy. Jelikož se v průběhu měření vyskytovaly stavy remisí i atak, nelze zcela přesně posoudit, zda prováděná rehabilitační cvičení měla vliv na zlepšení pacientova zdravotního stavu.

7 Závěr

Při zpracovávání této bakalářské práce, jsem se snažila zjistit, zda je možné uplatnit akcelerometrické senzory v RHB a za jakých podmínek je jejich uplatnění možné. Během experimentálních měření s akcelerometrickými snímači během provádění RHB pomocí jednoduchých cviků, popřípadě překreslování předem dané trajektorie, jsem zjistila, že akcelerometrické senzory jsou vhodné pro využití v RHB. Dávají rehabilitačním pracovníkům a fyzioterapeutům informace o tom, zda vybraná metoda RHB je pro pacienta vhodná, zda pacient je nutné na pacienta více ve cvičení dohlížet nebo, zda je schopen doporučená rehabilitační cvičení provádět samostatně. Pacientům dávají zpětnou vazbu v podobě objektivního hodnocení jejich současného zdravotního stavu.

Posuzovat možnosti využití v rehabilitaci jsem měla po dobu více jak deseti týdnů, a během této doby, jsem dospěla k závěru, že akcelerometrické snímače mohou být poměrně laciné senzory pro detekci pohybu jednotlivých svalů a tím odhadnutí správné funkčnosti pohybového systému. Není možné s nimi nahradit jiné vyšetřovací metody, jako např. EMG, ale i přesto v RHB je spousta možností, kde by se daly využít. Jejich využití pro záznam dat během pohybu 3D myši při obkreslování trajektorií dává nový náhled na provádění rehabilitačních cvičení prostřednictvím zábavy.

Při pozorování těchto měření jsem zkoumala také možnost využívat více 3D myši k záznamu. I tato metoda by mohla být dále využívána při RHB, neboť s více senzoru je měření o stavu funkčnosti svalového aparátu mnohem přesnější a je také možné měnit polohu umístění senzorů. Takže vždy zkoumáme oblast, kterou požadujeme.

Věřím, že do budoucna se zvýší možnost využívání akcelerometrických senzorů v RHB, a to nejen pro určování funkčnosti svalů a posouzení správného provedení pohybu. Domnívám se, že má studie prostřednictvím této bakalářské práce bude mít za následek zlepšení robotických systémů pro specializované rehabilitační cvičení končetin.

8 Literatura

[1] HIBBELER, Russell C a Steven J FINANDO. *Engineering Mechanics: Statics: hodnocení a léčba myofasciálních poruch*. 1. vyd. Olomouc: Poznání, 2012, 220 s. ISBN 978-0132915489.

[2] KEMPE, Volker. *Inertial MEMS: principles and practice*. New York: Cambridge University Press, 2011, xiv, 475 p. ISBN 05-217-6658-3.

[3] TROJAN, Stanislav a Steven J FINANDO. *Fyziologie a léčebná rehabilitace motoriky člověka: hodnocení a léčba myofasciálních poruch*. 3., přeprac. a dopl. vyd. Praha: Grada, 2005, 237 s. ISBN 80-247-1296-2.

[4] *Master books on sensors: modular courses on modern sensors Leonardo da Vinci project CZ/PP-134026*. Editor Alois Típek, Pavel Ripka. Praha: BEN - technical literature, 2008, 1 sv. (různé stránkování). ISBN 80-730-0129-2.

[5] FINANDO, Donna a Steven J FINANDO. *Fundované doteky: hodnocení a léčba myofasciálních poruch*. 1. vyd. Olomouc: Poznání, 2004, 220 s. ISBN 80-866-0625-2.

[6] DYLEVSKÝ, Ivan. *Speciální kineziologie*. 1. vyd. Praha: Grada, 2009, 180 s. ISBN 978-80-247-1648-0.

[7] FRADEN, Jacob. *Handbook of modern sensors: physics, designs, and applications*. 4th ed. Editor Pavel Ripka, Alois Típek. New York: Springer, 2010, xv, 663 s. 4. ISBN 978-1-4419-6465-6.

[8] ELIŠKA, Oldřich, Miloslava ELIŠKOVÁ. *Aplikovaná anatomie pro fyzioterapeuty a maséry: hodnocení a léčba myofasciálních poruch*. Vyd. 1. Praha: Galén, 2009, viii, 201 s. ISBN 978-802-4617-169.

[9] DIMON, Theodore. *Anatomie těla v pohybu: základní kurz anatomie kostí, svalů a kloubů. Hodkovičky [Praha]*: Pragma, 2009, 259 s. ISBN 978-80-7349-191-8.

- [10] BUMBA, Jiří. *Programování mikroprocesorů: praktický návod nejen pro mikroprocesory PIC*. Vyd. 1. Brno: Computer Press, 2011, 135 s. Učebnice (Computer Press). ISBN 978-80-251-2838-1.
- [11] LEE, Ki Bang. *Principles of MEMS*. Hoboken, N.J.: WILEY, c2011, xii, 667 p. ISBN 978-047-0466-346.
- [12] JONES, Edited by Deric P., Tatsuo TOGAWA a Francis A SPELMAN. *Biomedical sensors*. 1st ed. Editor Mohamed Gad-el-Hak. New York: Momentum Press, 2010, xxiv, 420 p. ISBN 978-160-6500-569.
- [13] DYLEVSKÝ, Ivan. *Kineziologie: základy strukturální kineziologie*. Vyd. 1. Praha, 2009, 235 s. ISBN 978-807-3873-240.
- [14] DESTEFANO, Rob, Bryan KELLY a Joseph HOOPER. *Svalová medicína: revoluční metoda k udržování, posilování a obnově svalů a kloubů*. Olomouc: Poznání, c2010, 237 s. ISBN 978-808-7419-038.
- [15] JANURA, Miroslav a František ZAHÁLKA. *Kinematická analýza pohybu člověka*. 1. vyd. Olomouc: Univerzita Palackého, 2004, 209 s. Monografie (Univerzita Palackého). ISBN 80-244-0930-5.
- [16] KROBOT, Alois a Barbora KOLÁŘOVÁ. *Povrchová elektromyografie v klinické rehabilitaci*. 1. vyd. Olomouc: Univerzita Palackého v Olomouci, 2011, 82 s. Monografie (Univerzita Palackého). ISBN 978-802-4427-621.
- [17] BALATKA, Jan. *Kineziologie pro posluchače tělesné výchovy I*. Hradec Králové: Gaudeamus, 2002.
- [18] LANGMEIER, Miloš. *Základy lékařské fyziologie*. 1. vyd. Praha: Grada, 2009, 320 s. ISBN 978-802-4725-260
- [19] TROJAN, S., DRUGA, R., PFEIFFER, J., VOTAVA, J. *Fyziologie a léčebná rehabilitace motoriky člověka: základy strukturální kineziologie*. 3., přeprac. a dopl. vyd. Praha: Grada, 2005, 237 s. ISBN 80-247-1296-2.
- [20] BĚLOHLÁVEK, František. *20 typů lidí: jak s nimi jednat, jak je vést a motivovat*. 2. rozš. vyd. Praha: Grada, 2012, 158 s. Komunikace (Grada). ISBN 978-80-247-4323-3.
- [21] ČIHÁK, Radomír. *Anatomie 1*. 3., upr. a dopl. vyd. Editor Miloš Grim, Oldřich Fejfar. Praha: Grada, 2011, 534 s. ISBN 978-80-247-3817-8.
- [22] SUKOP, Andrej. *Akutní poranění ruky*. 1. vyd. Praha: Galén, c2013, 192 s. ISBN 978-807-4920-806.

9 přílohy

Příloha A: Compact Disk

- CD je přiloženo na zadní straně desek bakalářské práce
- CD obsahuje zdrojová data a soubory, které byly v této bakalářské práci použity, a také tuto bakalářskou práci
- CD obsahuje i obrázkovou přílohu

Obsah přiloženého CD

- Měřená data
 - Mereni_a.xlsx
 - Mereni_b.xlsx
 - Mereni_c.xlsx
 - Mereni_d.xlsx
 - Mereni_e.xlsx
 - Grafy_mereni_spolecne.xlsx
- Text bakalářské práce
 - Bakalářská_práce_2014_Zajacova_Pavlina.doc
 - Bakalářská_práce_2014_Zajacova_Pavlina.pdf
 - Zadání_BP_kopie_2014_Zajacova_Pavlina.pdf
- Obrázková příloha
 - Obrazkova_priloha.doc
 - Strana 1 Maslowa pyramida potřeb
 - Strana 2 svaly ramena a paže
 - Strana 3 svaly předloktí
 - Vykreslovane_obrazce_spolecne.doc